

**Vergleichende Darstellung zweier Implantatabformungstechniken an Hand in vitro
Abformung eines Implantaturmodelles**

Inaugural-Dissertation

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Zahnheilkunde

des Fachbereichs Humanmedizin

der Justus-Liebig-Universität Gießen

vorgelegt von Ulf Hassfurth

aus Weilheim/Obb.

Gießen 2000

Aus dem Medizinischen Zentrum für Zahn-, Mund-, und Kieferheilkunde
Abteilung der zahnärztlichen Prothetik

Leiter: Prof. Dr. Ferger
des Klinikums der Justus-Liebig-Universität Gießen

Gutachter: Prof.Dr.Wöstmann

Gutachter: Prof.Dr.Dr.Herget

Tag der Disputation: 26.Juni 2001

Inhaltsverzeichnis

1	Einführung	1
2	Ziel der Untersuchung	2
3	Literatur	3
3.1	Das FRIALIT-2 Implantatsystem	3
3.2	Darstellung möglicher Implantatabformungstechniken und deren bisherige wissenschaftliche Untersuchung	4
3.3	Darstellung der grundlegenden Abformungsmethoden	9
3.3.1	Einphasenabformung.....	9
3.3.2	Doppelmischtechnik – Heavy body wash.....	9
3.4	Abformmaterialien	11
3.4.1	Allgemeines über Abformmaterialien.....	11
3.4.2	A-Silikone (Polyvinylsiloxane)	12
3.4.3	Polyether.....	13
3.5	Abformlöffel	15
3.5.1	Individuelle Löffel.....	15
3.6	Modellwerkstoff und Modellherstellung	16
3.7	Methoden zur Untersuchung der Qualität der Implantatabformungstechniken	17
4	Material und Methode	19
4.1	Untersuchte Abformverfahren	19
4.1.1	PickUp-Technik.....	19
4.1.2	Repositions-Technik.....	21
4.1.3	Einphasenabformung.....	21
4.1.4	Doppelmischtechnik.....	22
4.2	Getestete Abformmaterialien	23
4.3	Das Urmodell	25
4.4	Verwendete Löffel	27
4.4.1	Schreinemakers-Löffel.....	27
4.4.2	Individuelle Löffel.....	27
4.5	Verwendete Adhäsive	28
4.6	Versuchsdurchführung	29
4.6.1	Rahmenbedingungen.....	29
4.6.2	Durchführung der Abformung.....	29
4.6.3	Modellherstellung.....	30

Inhaltsverzeichnis

4.7	Modellvermessung	32
4.7.1	Vorbemerkung.....	32
4.7.2	Erläuterung der Problemstellung.....	34
4.7.3	Ausführungen zur Messapparatur.....	34
4.7.4	Mathematische Erklärungen.....	37
4.7.4.1	Vorraussetzungen.....	37
4.7.4.2	Frage nach der Neigungsänderung der Implantatachse.....	39
4.7.4.3	Frage nach der Rotation der Modellimplantate.....	40
4.7.4.4	Frage nach der achsenparallelen Verschiebung in x, y und z-Richtung.....	41
4.8	Darstellung der Ergebnisse	43
4.8.1	Neigungsänderung und Rotation in Grad.....	43
4.8.2	Achsenparallele Verschiebung in x, y und z-Richtung.....	43
4.8.3	Statistische Auswertung.....	44
4.8.4	Die Boxplots.....	44
5	Ergebnisse	46
5.1	Neigungsänderung	46
5.2	Rotationsänderung	52
5.3	Dreidimensionale Streckenänderung	58
5.4	Zwischenimplantatabstände und Abstände zu Referenzpunkten	64
6	Diskussion	70
6.1	Diskussion der Neigungsänderung	72
6.2	Diskussion der Rotationsänderung	73
6.3	Diskussion der dreidimensionalen Verschiebung	75
6.4	Diskussion der Abformmaterialien	77
6.5	Klinische Bewertung	79
6.6	Schlussfolgerungen	81
7	Zusammenfassung	82
	Literaturverzeichnis	83

Anhang

1. Einführung

Mittlerweile ist die moderne Implantologie zu einer etablierten Behandlungsmethode in der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde geworden. Beschränkte sich die Indikation in früheren Jahren als „ultima ratio“ auf die Versorgung zahnloser, vornehmlich älterer Patienten, ist heute die Indikationsstellung erheblich erweitert worden. Dank weiterentwickelter diagnostischer und therapeutischer Methoden ist eine moderne Zahnheilkunde ohne Implantologie gegenwärtig nicht mehr denkbar [10].

Der Langzeiterfolg einer Implantatversorgung hängt neben chirurgischen und parodontologischen Aspekten in erheblichem Maße von der Qualität der prothetischen Suprakonstruktion ab. Der Abformung als ersten Schritt der prothetischen Behandlung kommt hierbei natürlich unbestreitbar eine entscheidende Bedeutung zu. Aus zahnärztlicher und zahntechnischer Sicht sind unter anderem zwei Kriterien von herausragender Bedeutung: das Dimensionsverhalten und die Detailwiedergabe einer Abformung [37,18]. Da Implantate fest im Knochen integriert sind, haben sie im Gegensatz zu natürlichen Zähnen keinerlei Eigenbeweglichkeit. Eventuelle Passungenauigkeiten des Zahnersatzes führen daher zwangsläufig zu einer Induktion von Spannungen an der Implantat-Knochen-Grenze. Im Gegensatz zu natürlichen Zähnen, wo zum Beispiel eine in ihren Zahn zu Zahn Dimensionen nicht vollständig passgenaue Brücke in gewisser Weise wie ein „kieferorthopädisches Gerät“ wirkt und die Passungenauigkeit – bis zu einem gewissen Grad – auf diese Weise abbaut, ist diese Möglichkeit bei Implantat getragenen Versorgungen nicht gegeben.

Bis heute ist noch kein Abformmaterial auf dem Markt erhältlich, das eine absolut genaue Reproduktion der Modellsituation erlaubt; allerdings können unter Verwendung eines A-Silikones und einer einzeitigen Abformtechnik weitgehend originalgetreue Modelle erreicht werden. Aus den oben ausgeführten Gründen ist es bei der Abformung mehrerer Implantate zur Herstellung einer für die Implantate gemeinsamen Suprakonstruktion unerlässlich, eine möglichst exakte dreidimensionale Übertragung der verschiedenen Implantatpositionen auf das Modell zu erreichen.

2 Ziel der Untersuchung

Ziel dieser Untersuchung ist, die Qualität zweier Implantatabformungstechniken zunächst messbar darzustellen, um so die PickUp-Technik mit der Repositions-Technik unter Anwendung vier verschiedener Abformmaterialien zu vergleichen. Dabei wurden folgende Fragestellungen bezüglich der exakten Übertragung der dreidimensionalen Implantatposition untersucht.

Inwieweit tritt bei der Übertragung eine **Neigungsänderung** der Implantatachse auf dem Modell ein? Inwiefern ist eine **Rotation** der Modellimplantate zu beobachten und welche achsenparallelen **Verschiebung in x, y und z-Richtung** ist zu verzeichnen?

3 Literatur

3.1 Das FRIALIT-2 Implantatsystem

Das *FRIALIT-2* Implantatsystem ist als eine Weiterentwicklung der Konzeption des Tübinger Implantatsystems von 1974 zu betrachten. Das Tübinger Konzept beruht auf einem biophysikalischen Prinzip. Die Oberfläche des Implantates sollte größer sein als die Wurzel des ersetzten Zahnes, um so die Last für den Knochen pro Flächeneinheit zu reduzieren.

Das *FRIALIT-2* Implantat ist ein Implantat der Gestalt eines Stufenzylinders bestehend aus beschichtetem Reintitan, in einer zweiten Ausführung versehen mit einem selbstschneidenden Gewinde. Dieser zweite Typ der Stufenschraube soll höhere Primärstabilität bei Indikationen mit ungünstiger Knochenstruktur oder unzureichender Kongruenz zwischen Implantat und Knochenkavität bei Sofortimplantationen gewährleisten. Diese Primärstabilität wirkt dem Wachstumsdruck ausgehend von der Organisation des periimplantären Raumes entgegen. Innerhalb des Implantatkopfes ist ein Sechskant als Rotationsschutz angebracht, der in Verbindung mit einem Innengewinde als Verbindungselement mit Übertragungs- und Kronenaufbau dient. Als Kronenaufbauten für die weitere prothetische Versorgung sind gerade oder um 15° gewinkelte Aufbauten möglich. *FRIALIT-2* Implantate gibt es in vier Durchmesservarianten. Die schmaleren Implantatdurchmesser lassen eine gegenüber dem *FRIALIT-1* Implantat breitere Indikationstellung mit besonderem Einsatz bei zahnlosen atrophierten Kieferkämme und Freiidfällen zu [16].

Dem System zugehörig liegt ein innengekühlter Bohrersatz gleicher Dimension vor. Es handelt sich prinzipiell um ein sogenanntes „zweiphasiges System“, d.h. die Belastung erfolgt erst nach einer schleimhautgedeckten Einheilungsphase [39,44,45].

3.2 Darstellung möglicher Implantatabformungstechniken und deren bisherige wissenschaftliche Untersuchung

Die implantatgetragene prothetische Versorgung wird bei verschiedensten Behandlungsindikationen als etabliertes Verfahren eingesetzt [50]. Ein die Mundsituation präzise wiedergebendes Meistermodell ist hierfür die Grundvoraussetzung bei der Herstellung. Von vielen Autoren wird eine passiv bzw. spannungsfrei sitzende Suprakonstruktion gefordert, um durch zu starke funktionelle Kräfte eine Schädigung der Implantat-Knochen-Grenze, die durch das Fehlen der den natürlichen Zähnen eigenen Mobilität begünstigt wird, auszuschließen [3,17,20,28,43,47,49]. Die Erhaltung der kompletten Osseointegration ist die Gewährleistung eines Langzeiterfolges und gilt besonders in der Funktionsphase.

Die Osseointegration des enossalen Implantates ist das Ziel, das im Vorfeld durch operationstechnisch schonend erfolgte Insertion, primäre Stabilität und lastfreie Einheilung erreicht wird [5]. Mögliche Fehler zeigen sich in Mikrofrakturen des Knochens, marginalen Durchblutungsstörungen und Einheilung als bindegewebiges nichtmineralisiertes Attachment [20].

So wird der Implantatabformung als Transfer der Patientensituation auf ein Meistermodell eine zentrale Rolle zugeordnet.

In der Literatur sind von diversen Autoren verschiedene Techniken der Implantatabformung und deren wissenschaftliche Untersuchung bezüglich der Dimensionstreue beschrieben [2,3,4,11,17,19,20,21,28,43,46,47]. Es handelt sich bei allen Studien um in vitro Laborstudien.

Prinzipiell werden Indirekte- und Direkte-Methode der Implantatabformung unterschieden, wobei die Indirekte- der Repositions- und die Direkte- der PickUp-Technik entspricht. Die Indirekte-Technik wird mit und ohne Verwendung einer vorgefertigten Transfer-Kappe beschrieben [11,28].

Bei der Indirekten- oder Repositions-Technik werden Abformpfosten (Übertragungsaufbauten) zur Abformung eingeschraubt und teils mit einer industriell gefertigten Transfer-Kappe versehen. Erst nach Umspritzen der Übertragungsaufbauten mit Abformmaterial wird der mit Abformmaterial beschickte Löffel eingesetzt. Nach Entfernen der Abformung verbleiben die Transfer-Kappen in der Abformung und die Übertragungsaufbauten auf den Implantaten im Mund. Die Übertragungsaufbauten wiederum werden mit Laborimplantaten versehen und darauf in der Abformung reponiert.

Die Direkte-Methode findet in der Literatur ohne und oftmals auch mit verbundenen Übertragungsaufbauten Erwähnung, wobei die Verbindung mit Zahnseide und Acrylharz, kieferorthopädischem Draht und Acrylharz, nur Acrylharz oder Abformgips vorgenommen wird [4,11,17,19,20,43].

Die Direkte- oder PickUp-Technik erfolgt mit einem individuellen Abformlöffel mit Perforationen im Bereich der Implantate. Zur Abformung werden wiederum Abformpfosten (Übertragungsaufbauten) aufgeschraubt und eventuell mit oben Genanntem kombiniert. Bei der anschließenden Abformung werden zuerst die Übertragungsaufbauten mit Abformmaterial umspritzt und dann der mit dem Abformmaterial beschickte Löffel eingesetzt. Nach dem Aushärten der Abformmasse werden die Halteschrauben der Abformpfosten gelöst und die Abformung vom Modell abgenommen. Auf die jetzt in der Abformung befindlichen Übertragungsaufbauten werden Laboranaloge aufgeschraubt.

Von einzelnen Autoren werden zusätzlich besondere Modifikationen vorgeschlagen. *Assif und Mitarbeiter* [3] beschreiben eine direkte Verbindung des individuellen Löffels mit den Übertragungsaufbauten mittels Acrylharz, um durch geringere Materialmenge Polymerisationsschrumpfung zu vermeiden und zusätzlich mehr Behandlungskomfort für den Patienten zu erreichen. Aus den selben Gründen favorisierten *Ivanhoe und Mitarbeiter* [21] eine Methode der Herstellung der Acrylharzschienung im Labor, deren Zerteilung und das erneute Zusammenkitten des Verbundes im Mund des Patienten.

Die verschiedenen Abformungstechniken in unterschiedlichsten Kombinationen und die zugehörigen Materialien wurden in der Vergangenheit in der Literatur teils mit übereinstimmendem Ergebnis, teils kontrovers diskutiert.

Die am Behandlungsstuhl viel Zeit beanspruchende Acrylharzschienung wird von den einzelnen Autoren sehr unterschiedlich bewertet [4,11,17,19,20,43].

Als frühe Vorreiter des Acrylharzverbundes vor Abformungsbeginn gelten *Brånemark und Mitarbeiter* [9]. *Assif und Mitarbeiter* [2] verglichen drei Implantatabformungstechniken miteinander, PickUp in Kombination Acrylharzverbund bei Anwendung mit Alginat und Polyether als Abformmasse, PickUp ohne Acrylharzverbund mit *Impregum* als Abformmaterial und Reposition mit A-Silikon. Es wurde die passive Passgenauigkeit einer Suprakonstruktion auf allen resultierenden Modellen geprüft und resümiert; die Acrylkunststoffschiene war der auffälligste positive Faktor bei der Herstellung von genauen Modellen. Bezüglich der Materialien Alginat und Polyether ergab sich keine bevorzugende Stellungnahme [2]. Sieben Jahre später machten *Assif und Mitarbeiter* drei Verbindungsmaterialien der Übertragungsaufbauten, nämlich autopolymerisierendes Acrylharz, zwei Komponenten-Harz und Abformgips zum Ziel einer Untersuchung, wobei sie autopolymerisierendes Acrylharz und Abformgips als Material der Wahl favorisierten [4].

Zu eher indifferenten Ergebnissen kamen *Spector und Mitarbeiter* [43], die die PickUp-Technik in Kombination Acrylharzschienung mit Polysulfid-Abformmaterial (*Permlastic*, Kerr) und die Repositions-Technik mit A- und K-Silikonen testeten und keinen signifikanten Unterschied zwischen den Methoden und Materialien feststellen konnten. Für eine Schienung der Übertragungsaufbauten sahen *Spector und Mitarbeiter* keine Notwendigkeit mehr gegeben.

Dieser Fragestellung widmeten sich auch *Inturregui und Mitarbeiter* [20] mit einem Vergleich von *Impregum* allein als Abformmaterial, *Impregum* in Kombination mit Abformgips und in Kombination eines Acrylharzverbundes. Keine Technik ermöglichte einen spannungsfreien Sitz der Suprakonstruktion, wobei man mit *Impregum* allein noch zu einer dem Urmodell nahesten Duplikation kommen konnte. Auch die Ergebnisse

ähnlicher Untersuchungen von *Hsu und Mitarbeitern* [19] zeigten keinen Vorteil der Acrylharzschienung und setzten Akzente für einen von einer Schienung abkommenden Trend. *Herbst und Mitarbeiter* [17] bewerteten die Techniken Reposition, PickUp und PickUp mit Acrylharzschienung hinsichtlich ihrer Dimensionsgenauigkeit als außergewöhnlich gut und bezeichneten die sich ergebenden Unterschiede als klinisch unbedeutend.

Einen weiteren Beitrag zur Kontroverse lieferten *Burawi und Mitarbeiter* [11] mit einem Vergleich der PickUp-Technik in Kombination mit Acrylharzschienung der Übertragungsaufbauten und der Repositions-Technik mit Kunststofftransfer-Kappen unter Verwendung eines A-Silikons in beiden Techniken. An einer auf dem Urmodell angefertigten Suprakonstruktion, die durch vier Schnitte in fünf Teile zerlegt wurde, wurde der sich ergebende Versatz der Einzelteile nach Montage auf die resultierenden Modelle ermittelt. Es zeigte sich deutlich, dass die Repositions-Technik mittels Kunststoff-Transfer-Kappen dem Acrylharzverbund hinsichtlich der Übertragungsgenauigkeit überlegen war, was sich besonders durch eine ermittelte Rotation bei der PickUp-Technik herauskristallisierte.

Eine Studie von *Lorenzoni und Mitarbeiter* [28] machte sich mehr eine Bewertung der Repositions-Technik hinsichtlich der in Kombination verwendeten Abformmaterialien zum Ziel und kommt damit der vorliegenden Studie von allen in der Literatur gefundenen Arbeiten hinsichtlich Material und Methode am nächsten. Von *Lorenzoni und Mitarbeitern* wurde die Repositions-Technik mit und ohne Verwendung einer *FRIALIT-2* TransferCap mit den Materialien Polyether, Polyvinyl Siloxan (A-Silikon) und Hydrokolloiden getestet. Methodisch fand eine 3D-Koordinatenmessmaschine zur Ermittlung der „neuen“ Implantatposition und damit der abformungsbedingten 3D-Verschiebung Anwendung. Die Ergebnisse bestätigen Polyether und A-Silikon als Materialien der Wahl für Implantatabformungen. Eine Verwendung der *FRIALIT-2* TransferCap verbesserte zwar die Rotation in der XY-Ebene, konnte aber die 3D-Verschiebung der Implantatposition nicht signifikant beeinflussen.

Einen Teilaspekt der vorliegenden Studie untersuchten *Vigolo und Mitarbeiter* [46], indem sie bei Abformungen für Einzelimplantate die PickUp-Technik mit herkömmlichen Übertragungsaufbauten und mit durch Sandstrahlen und Adhäsivlack modifizierten Übertragungsaufbauten verglichen. *Vigolo und Mitarbeiter* vermerkten eine sich durch die Modifikationen ergebende, insbesondere die Rotation betreffende Verbesserung der Abformungsgenauigkeit.

Einen besonderen Augenmerk auf Abformmaterialien legten *Wee und Mitarbeiter* [47] bei ihren Untersuchungen. Zunächst wurden von acht Abformmaterialien ein maximal möglich anwendbares Drehmoment, das eine Rotation des rechteckigen Übertragungsaufbaues zufolge haben sollte, ermittelt. Die drei Abformmaterialien mit dem größten Drehmoment, bei denen sich also eine mögliche Drehung am schwersten durchführen ließ, sollten dann zur Abformung eines Urmodelles mittels PickUp-Technik zur Anwendung kommen. Es handelte sich um „medium consistency“ Polyether, „high consistency“ A-Silikon und „medium consistency“ Polysulfid (*Permlastic*, Kerr). Hinsichtlich der Dimensionstreue und der sich ergebenden Abformungsgenauigkeit waren die Ergebnisse für Polyether und A-Silikon am präzisesten.

Seitens der Literatur ist ein gewisser Trend der Bevorzugung zu Techniken ohne Verbindung der Übertragungsaufbauten zu erkennen. Ein direkter Vergleich beider „unverbundenen“ Techniken bei Verwendung industriell vorgefertigter Transfer-Kappen mit beiden Methoden und gleichzeitigem Einsatz verschiedener Abformmaterialien erscheint daher sinnvoll und birgt im Vergleich mit ähnlichen Arbeiten der Literatur interessante Verknüpfungen.

3.3 Darstellung der grundlegenden Abformmethoden

3.3.1 Einphasenabformung

Hierbei wird einzeitig ein Abformmaterial mit dünnfließender Konsistenz in Spritze und Löffel verwendet, wobei allgemein die Forderung nach Verwendung der Materialien in Kombination mit individuellen Löffeln besteht [30]. Bei dieser Technik wird zuerst das Material mit der Spritze an dem abzufomenden Zahn bzw. an den mit einer *FRIALIT-2* TransferCap versehenen Übertragungsaufbauten appliziert und dann der mit derselben Abformmasse beschickte Löffel über die Zähne gestülpt.

Aufgrund der geringen Viskosität ist die Verwendung individueller Löffel gefordert. Die Herstellung individueller Löffel auf einem Situationsmodell ermöglicht eine gleichmäßige Schichtstärke des Abformstoffes, die sich positiv auf die Abformgenauigkeit auswirkt und daher von vielen Autoren empfohlen wird [1,6,8,27,51,53].

3.3.2 Doppelmischtechnik *Heavy body wash*

Diese Methode beschreibt ein einzeitiges zweiphasiges Verfahren, wobei ein hochvisköses mit einem niedrigviskösen Material kombiniert wird. Während das Material mit der dünnfließenden Konsistenz aus der Spritze des Dispensers an dem abzuformenden Zahn bzw. am Übertragungsaufbau appliziert wird, beschickt der Helfer den Löffel mit dem hochviskösen Material. Anschließend wird der Löffel sofort nachgeschoben, so dass die Materialien gleichzeitig aushärten können [30]. Die besseren Abformergebnisse gegenüber der Korrekturabformung rühren aus der einzeitigen Vorgehensweise, wodurch sich Verdrängungseffekte umgehen lassen [13,25]. Mögliche endogene Spannungen durch längere Verarbeitungszeit sind nicht auszuschließen. Der eindeutige Vorteil der Methode liegt im geringeren Zeitaufwand gegenüber der Korrekturabformung. Diesen Zeitvorteil erkauft man sich jedoch mit dem Nachteil des geringeren Stempeldruckes.

Literatur

Im deutschen Sprachgebrauch subsummiert das Wort „Doppelmischabformung“ üblicherweise die Verwendung einer Knetmasse als zähplastischen Bestandteil des zweiphasigen Verfahrens. Selbstverständlich ist diese Technik aber auch möglich, wenn als Löffelmaterial ein Heavy body Material Verwendung findet. Dieses Vorgehen wird durch den Begriff „Heavy body wash“ aus dem Angloamerikanischen zum Ausdruck gebracht.

3.4 Abformmaterialien

3.4.1 Allgemeines über Abformmaterialien

Die Abformung mit Elastomeren hat für die restaurative Zahnheilkunde im zurückliegenden Jahrzehnt markante Verbesserungen erfahren, die sich insbesondere in Verarbeitungserleichterungen und in Verbesserungen der chemischen und physikalischen Eigenschaften äußern.

So ist je nach gewählter Konsistenz die exakte Durchmischung von Basis- und Katalysatormaterialien durch Farbindikatoren manuell gewährleistet bzw. bei Anwendung eines Pentamix-Gerätes oder eines mechanischem Dispensers [27], wobei beide Komponenten einer Doppelkartusche mit einem Doppelstempel in eine Mischdüse gepresst werden, exakt möglich und kontrollierbar. Die durch Herabsetzung der Oberflächenspannung verbesserte Hydrophilie bedingt bessere Abformergebnisse und erleichtert das Ausgießen [53]. An eine echte Hydrophilie wie z.B. die der Hydrokolloide ist dabei jedoch nicht zu denken [54].

Multiple Volumenveränderungen spiegeln sich in verschiedenen Ursachenquellen wider. Die durch die Abbindung bedingte Volumenveränderung der Elastomere wird zusätzlich noch durch thermische Schrumpfung und elastische Rückstellung überlagert [33,52,53]. Das Temperaturgefälle von Mundtemperatur zu Raumtemperatur bedingt die Kontraktion durch thermische Effekte [30].

Auch die Schichtdicke des Abformmaterials ist von Bedeutung. Es sollte eine möglichst gleichmäßige Schichtdicke erreicht werden, die mindestens 2-4 mm [1,6,8,27,51], im Bereich von Unterschnitten mindestens das drei- bis vierfache des Unterschnittes betragen sollte [29]. Große Schichtdicken des Abformmaterials im Löffel unterliegen auch einer großen Schrumpfung [53]. Durch einen festen Verbund des Abformmaterials mit der Löffelwand wird das Material gezwungen, auf den Löffel aufzuschrumpfen [30].

Das elastische Rückstellungsvermögen nach Stauchung im Bereich von Unterschnitten gewinnt während des Entfernens der Abformung an Bedeutung. Wie alle realen Werkstoffe zeigen auch die gummielastischen Materialien kein ideal-elastisches Verhalten, so dass ein Deformationsrest durch plastische Anteile bestehen bleibt. Dieser Deformationsrest ist bei A-Silikonen sehr gering [54]. Die maximale Stauchung sollte 30% der Materialstärke nicht überschreiten [29,34,35]. Insgesamt wird das hohe Rückstellvermögen der Silikone von keinem anderen Abformmaterial erreicht [54].

Nach *Wichmann* [49] werden bei der Implantatabformung die elastischen Materialeigenschaften durch das Vorhandensein von nur minimalen Unterschnitten nicht beeinflusst. Für Abweichungen gegenüber der Mundsituation ist demzufolge ursächlich nur das Abbindeverhalten zu nennen.

Bereits mit dem Anmischvorgang beginnt die Vernetzungsreaktion der Elastomere, so dass im Mund des Patienten vernetzte Bezirke vorhanden sind, die während des Einbringens elastisch deformiert werden. Es bilden sich endogene Spannungen, die sich erst nach Entfernen der Abformung lösen und dadurch Verzerrungen der Abformung bewirken [30,32,35,54].

3.4.2 A-Silikone (Polyvinylsiloxane)

Silikone sind organische makromolekulare Siliziumverbindungen.

Bei der Additionsreaktion der Siliziumatome reagieren endständige Vinylgruppen mit seitlichen SiH-Gruppen unter Öffnung der Doppelbindung zu Polyvinylsiloxan [35, 54]. Ausgangsstoff für die Bildung größerer Makromoleküle sind Silanole. Je nach Viskosität der Abformmasse variiert der Gehalt an Füllstoffen, wie Polysilanolen unterschiedlicher Kettenlänge, Kieselgur, Titanoxid, Zinkoxid und anderen Metalloxiden [23]. Der Füllstoffgehalt bestimmt auch andere Eigenschaften, so dass Vergleiche verschiedener Produkte nur innerhalb der gleichen Konsistenz sinnvoll sind [35]. Die Vernetzungsreaktion wird durch Anwesenheit einer organischen Platinverbindung unter

Bildung von Ethylbrücken zwischen den einzelnen Silikonmolekülen katalysiert [22,31,54]. Durch Abkühlen des Materiales lässt sich die Verarbeitungszeit verlängern. Eine Überdosierung des Katalysators bedingt eine beschleunigte Vernetzung und eine verkürzte Verarbeitungszeit mit der Folge von endogenen Spannungen [32].

Die lineare Gesamtkontraktion der Polyvinylsiloxane bewegt sich in der Größenordnung von unter 0.5% und beruht vorwiegend auf thermischen Effekten [26,30,54]. Der Vorteil der A-Silikone gegenüber Polyether besteht unter anderem in geringerer Quellbarkeit durch Wasser [35].

In einer Studie von *Peroz und Börsch* [36] wurden vier verschiedene A-Silikone und Polyether bezüglich ihrer Abformgenauigkeit eines Implantaturmodelles getestet. Sie zeigten eine Abhängigkeit der Dimensionstreuung von der Abbindezeit zugunsten Silikonem mit niedriger Abbindezeit. A-Silikone hatten tendenziell geringere Dimensionsänderungen als Polyether, aber eine größere Varianz in den Werten. Der Einsatz individueller Löffel bewirkte nach Meinung von *Peroz und Börsch* ein gleichmäßigeres Schrumpfungsverhalten der Materialien, so dass die Messstrecken auf den Gipsmodellen vergrößert waren.

3.4.3 Polyether

Basismaterial dieser Abformmasse ist ein Copolymerisat aus Ethylenoxid und Tetrahydrofuran. Aus einer Additionsreaktion entstehen lineare Makromoleküle. Es schließt sich die Veresterung der entstandenen endständigen OH-Gruppen mit ungesättigten Säuren an. Nach einer Polyaddition mit dem sehr reaktionsfreudigen Ethylenimin entsteht eine sehr reaktionsfreudige Aziridinogruppe, die bei Anwesenheit von Säure zu einer exothermen Polyadditionsreaktion führt [31,54]. Die Tendenz von Polyethergummi, endogene Spannungen auszubilden, ist geringer als die der Silikone und ist vermutlich in der längeren Abbindezeit und damit der Möglichkeit durch Fließvorgänge Spannungen abzubauen, zu begründen [54].

Literatur

Die verbleibende Rückstellung nach Deformation ist bei Polyethergummi etwas höher als die der Polyvinylsiloxane. Allgemein sind die physikalischen Eigenschaften von Polyethergummi, z.B. bezüglich der Dimensionsänderungen und der Quellbarkeit in Wasser, denen der A-Silikone leicht unterlegen [35,36,53].

Nach Ansicht führender Materialkundler zählen Polyethergummi und additionsvernetzende Polysiloxane heute zu den präzisesten Abformstoffen [53] und eignen sich für alle Implantatabformungs-Techniken [28,47].

3.5 Abformlöffel

Konsistenz und Fließverhalten von Abformmassen lassen eine Verwendung ohne ein richtungs- und haltgebendes Element nicht zu. *Schwickeraths* Ausführungen [41] zufolge wirkt sich die vom Behandler beim Abformen angewandte Kraft auf das Weichgewebe und die Verformung des Löffels aus. Elastische Rückstellungseffekte nach Entnahme aus dem Munde bedingen eine Verzerrung der Abformung. Die Art der Verformung des Löffels ist abhängig von Material, Form und Abmessungen. Als Materialkonstante ist das Elastizitätsmodul für mögliche Verformung maßgebend. Die Elastizitätsmodule der Löffelmaterialien Stahl und Kunststoff verhalten sich etwa nach Angabe *Schwickeraths* wie 70:1, was bei Verwendung von Kunststoff als Löffelmaterial durch vermehrte Dimensionierung der Wandstärke nicht ausgeglichen werden kann. Die unterschiedliche Steifigkeit der Löffel hat großen Einfluss auf die Genauigkeit der Modelle [41]. Diesen Umständen zufolge ist der Einsatz zähplastischer Materialien in anderen als metallischen Serienlöffeln nach *Wöstmann* [54] fragwürdig.

3.5.1 Individuelle Löffel

Nach *Wirz* [51] zeichnen folgende Eigenschaften einen individuellen Abformlöffel aus:

- Formstabilität an der Luft und im feuchten Milieu
- Zeitlich begrenzte Nachpolymerisation
- Feuchtigkeitsresistenz
- Starrheit, d.h. hohes Elastizitätsmodul
- Gleichmäßige und steuerbare Schichtdicke der Abformmaterialien
- Intensive und dauerhafte Haftung des Abformmaterials am Löffel

Lichthärtende Kunststoffe können diese Anforderungen weitgehend erfüllen [51]. Die Wandstärke sollte etwa 3 bis 4 mm betragen [8,41]. Insbesondere ist die Viskosität des Abformmaterials für den Gebrauch bestimmend [30,42].

3.6 Modellwerkstoff und Modellherstellung

Nach wie vor sind Spezialhartgipse das Modellmaterial der Wahl. Dies sind Gipse mit der geringsten Expansion und der größten Härte und als Typ IV der DIN-Norm 13911 bei maximal 0,15%iger linearer Expansion zusammengefasst [30]. Eine standardisierte Verarbeitung nach Herstellerangaben ist Grundsatz, da Spezialhartgipse sehr empfindlich auf Änderungen bei der Verarbeitung reagieren.

Dentalgipse erreichen ihre maximale Expansion etwa 24 Stunden nach der Abbindereaktion. Im Anschluss daran beginnt die etwa sechs Tage dauernde Schrumpfungsphase bis die Enddimension erreicht ist. Absolut betrachtet verbleibt am Ende der Expansions- und Schrumpfungsvorgänge eine Vergrößerung der Gipsmodelle [14].

Eine Lagerung der Abformung von mindestens 30 min sollte eingehalten werden, um genügend Zeit zum Abschluss der Rückstellvorgänge nach elastischer Deformation zu gewährleisten. Eine Wiedererwärmung der Patientenabformungen auf 37° C vor dem Ausgießen wirkt der thermischen Kontraktion entgegen und lässt gerade bei A-Silikonem höhere Dimensionsgenauigkeit erzielen.

Unmittelbar nach dem Ausgießen sollte die Abformung mit der Modelloberfläche zur Tischebene orientiert gelagert werden. Die Gipskristalle sedimentieren dann in Richtung Modelloberfläche und erzeugen dort die höchste Härte [14,31].

Es wird empfohlen, den Modellsockel ebenfalls ebenfalls aus Spezialhartgips herzustellen [54].

3.7 Methoden zur Untersuchung der Qualität der Implantatabformungstechniken

In der Literatur sind vielfältige Methoden zur Einschätzung der Qualität von Implantatabformungstechniken und zugehörigen Abformmaterialien beschrieben [2,3,4,11,17,19,20,21,28,43,46,47]. Der primäre Ansatz beginnt mit der Herstellung eines geeigneten Implantaturmodelles, welches in den meisten Fällen dann mehrmals in verschiedener Weise abgeformt wird.

Die Fragestellung, wie präzise die Dimension eines Urmodelles mit Hilfe einer Abformung wiedergegeben werden kann, impliziert die eigentliche Notwendigkeit, in der Abformung Hohlformen beurteilen zu müssen. Diese Schwierigkeit wird durch die stellvertretende Betrachtung des resultierenden Gipsmodelles umgangen. Eine „Verzerrung“ der Ergebnisse durch die verwendeten Modellwerkstoffe ist nicht zu ändern; da aber diese Methodik von allen Autoren so vorgenommen und auch der klinischen Vorgehensweise entspricht, ist diesbezüglich kein Problem zusehen.

Zur Methode des Vermessens gibt es verschiedene Ansätze. Die meisten Autoren fertigten eine Suprakonstruktion für das Urmodell an, deren Passung nach Übertrag auf die Folgemodelle es zu überprüfen galt [2]. Oder sie arbeiteten mit einer geteilten Suprakonstruktion wie *Burawi und Mitarbeiter* [11], indem sie den sich ergebenden Versatz der Einzelteile nach Montage auf die resultierenden Modelle betrachteten. Manche Autoren wie *Herbst und Mitarbeiter* [17] maßen Abstände eines Übertragungsaufbaues einer jeden Implantatposition mit z.B. acht verschiedenen Referenzpunkten innerhalb des Modelles.

Die Autoren bedienten sich dazu eines Messmikroskopes zur optischen Vermessung der Modelle. Mit Hilfe von am Mikroskoptisch angeschlossenen Messuhren war es möglich, die Koordinaten (X/Y) dieser Punkte zu erhalten und weiterzuverwerten. Die Z-Koordinate ließ sich durch Fokussieren und durch eine am Fokussierad angeschlossene Messuhr bestimmen.

Spector und Mitarbeiter [43] benutzten modifizierte Übertragungsaufbauten für jede Implantatposition und schraubten diese auf jedes der Folgemodelle. Die Übertragungsaufbauten waren mit einer kreisförmigen Einkerbung als Anhaltspunkt für das Fadenkreuz versehen; die Grundfläche wurde für die Z-Koordinate an fokussiert. Eine ähnliche Methodik kam auch bei *Wee und Mitarbeitern* [47] zum Einsatz. Als Übertragungsaufbauten wurden Aufbauten mit einer Stahlkugel als Spitze verschraubt und die 3D-Messungen an Hand durch Lichtreflexionen erzeugter Referenzen ermittelt. *Hsu und Mitarbeiter* [19] verwendeten mit einer zirkulär gefrästen Rille versehene Übertragungsaufbauten und unternahmen zweidimensionale Abstandsmessungen.

Wichmann und Mitarbeiter und *Lorenzoni und Mitarbeiter* [28] benutzten eine 3D-Koordinatenmessmaschine zur Beurteilung der Qualität des Abformungstransfers [48]. Die Reproduktionsgenauigkeit dieser 3D-Koordinatenmessmaschine betrug 3-5 μm .

Eine von den bisher beschriebenen Methoden abweichende Lösung wurde von *Inturregui und Mitarbeitern* [20] verwendet. Sie arbeiteten mit zwei Implantaten und fertigten am Urmodell über die beiden Implantate eine Art Brücke an. Diese Suprakonstruktion wurde auf den Folgemodellen mit einem für alle Modelle und Urmodell gleichen Drehmoment befestigt. Dann wurde mit zwei Dehnungsmessern die innere Spannung bei den unterschiedlichen Passungen registriert und in Relation zum Urmodell veranschaulicht.

4. Material und Methode

4.1 Untersuchte Abformverfahren

Die Genauigkeit zahnärztlicher Abformungen wird sowohl durch die Abformmethode, als auch durch das verwendete Material bestimmt [26].

Ein Ziel dieser Untersuchung bezieht sich auf den Vergleich der PickUp-Technik mit der Repositions-Technik. Beide Techniken werden im Folgenden genauer beschrieben. Als grundlegende Abformverfahren kamen die Einphasen- als auch die Doppelmischabformung bei beiden Techniken zur Anwendung. Je nach Abformmethode muss ein Abformmaterial mit entsprechender Viskosität gewählt werden [53]; insbesondere kam dies bei der PickUp-Technik und individuellem Löffel mit Materialien niedriger Viskosität zum Tragen.

4.1.1 PickUp-Technik

Die Abformung erfolgte mit einem individuellen Abformlöffel aus lichthärtendem Kunststoff, hier *Palatray XL (Heraeus Kulzer Wehrheim/Ts.)*, der im Bereich der Implantate Perforationen aufwies. Zur Abformung wurden Abformpfosten (Übertragungsaufbau 5,5 mm, *FRIADENT GmbH Mannheim*) auf die Modell-Implantate des Urmodelles aufgeschraubt und mit der hierfür vorgesehenen *FRIALIT-2 TransferCap* versehen (Abb. 4.1). Bei der anschließenden Abformung wurde zuerst der Übertragungsaufbau mit Abformmaterial umspritzt und dann der mit dem Abformmaterial beschickte Löffel, durch die Halteschrauben in den Löffelperforationen geführt, eingesetzt. Nach dem Aushärten der Abformmasse wurden die Halteschrauben der Abformpfosten soweit gelöst, dass sie leer drehten, aber noch in der Abformung verblieben, und die Abformung vom Modell abgenommen. Auf die in der Abformung befindlichen Übertragungsaufbauten wurden Laborimplantate aufgeschraubt. In die Laboranaloge wurden Abformschrauben (OL-Halteschraube, *FRIADENT GmbH Mannheim*) eingedreht [15]. Das Ausgießen der Abformungen mit Superhartgips (Typ-IV, *Fuji-Rock, GC-Corp.* Tokyo, Japan) erfolgte nach Lagerzeit von einer Stunde.

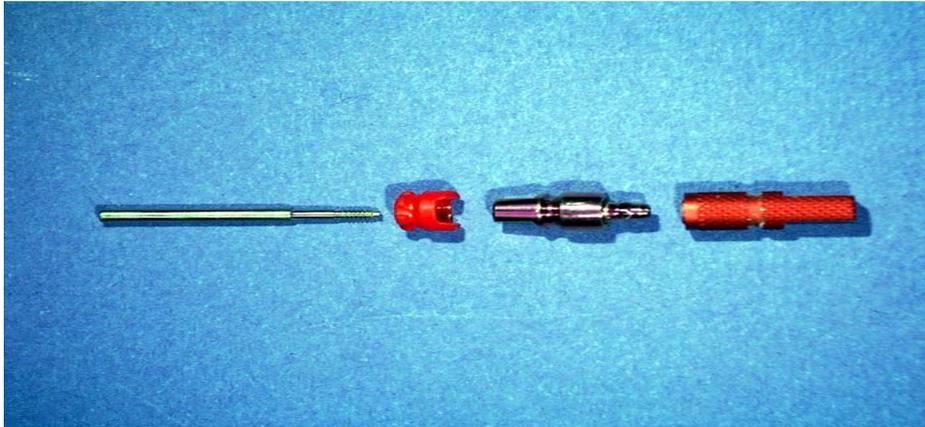


Abb. 4.1 *FRIALIT-2* Abformungssystem für die PickUp-Technik mit Modellimplantat, Übertragungsaufbau, TransferCap und OL-Halteschraube. Zur Abformung mittels Repositions-Technik wird eine kurze OL-Halteschraube verwendet.



Abb. 4.2 Ansicht einer Abformung mit Flexitime Heavy Tray im individuellen Löffel mittels PickUp-Technik nach Modellherstellung

4.1.2 Repositions-Technik

Die Abformung erfolgte mit einem verchromten *Schreinemaker* Messinglöffel. Zur Abformung wurden Abformpfosten (Übertragungsaufbau 5,5 mm, *FRIADENT GmbH* Mannheim) eingeschraubt und mit der hierfür vorgesehenen *FRIALIT-2* TransferCap versehen. Nach Umspritzen der Übertragungsaufbauten mit Abformmaterial wurde der mit Abformmaterial beschickte *Schreinemaker* Löffel eingesetzt. Nach Einhaltung der vom Hersteller geforderten Abbindezeit und Entfernung der Abformung vom Modell verblieben die *FRIALIT-2* TransferCaps in der Abformung und die Übertragungsaufbauten auf den Implantaten. Die Übertragungsaufbauten wurden von den Implantaten entfernt und mit Laborimplantaten versehen in der Abformung reponiert [15]. Vor der Modellherstellung mit Superhartgips (Typ-IV, *Fuji-Rock*) lagerte die Abformung zur Gewährleistung elastischer Rückstellung eine Stunde.

4.1.3 Einphasenabformung

Diese Technik kam bei beiden hier untersuchten Methoden der Implantatabformung zum Tragen, insbesondere mit den Materialien *Impregum Penta* (*ESPE* Seefeld) und *Flexitime MonoPhase* (*Heraeus Kulzer* Dormagen).

Hierbei wurde einzeitig ein Abformmaterial mit dünnfließender Konsistenz verwendet, wodurch sich allgemein die Forderung nach Verwendung eines individuellen Löffels erklärt [30]. Bei der Repositions-Technik wurde bewußt von der Verwendung eines individuellen Löffels abgesehen, um eine ausreichende Einbindung der *FRIALIT-2* TransferCap im Abformmaterial zu erlangen. Mit der Einphasentechnik wurde zuerst an den mit den *FRIALIT-2* TransferCaps versehenen Übertragungsaufbauten Material mit der Spritze appliziert und dann der mit derselben Abformmasse beschickte Löffel über die Zähne gestülpt.

4.1.4 Doppelmischtechnik

Diese Methode beschreibt ein einzeitiges zweiphasiges Verfahren, wobei ein hochvisköses mit einem niedrigviskösen Material kombiniert wird.

Während das Material mit der dünnfließenden Konsistenz aus der Spritze des Dispensers am Übertragungsaufbau appliziert wurde, beschickte der Helfer den Löffel mit dem hochviskösen Material. Anschließend wurde der Löffel sofort nachgeschoben, so dass die Materialien gleichzeitig aushärten konnten [25,30]. Diese Methode kam in Kombination mit den Abformmaterialien *Panasil putty soft* / *Panasil contact plus* (Kettenbach Eschenburg) und *Flexitime Heavy Tray* / *Flexitime Correct Flow* (Heraeus Kulzer Dormagen) zur Anwendung. Aufgrund des quantitativ größeren Konsistenzunterschiedes der beiden Phasen bei *Panasil putty soft* / *Panasil contact plus* war eine Implantatabformung mittels PickUp-Technik im individuellen Löffel nicht möglich.

4.2 Getestete Abformmaterialien

Zur vergleichenden Untersuchung zweier Implantatabformungstechniken kamen die Abformmaterialien *Panasil putty soft* in Kombination mit *Panasil contact plus* von *Kettenbach*, *Impregum Penta* von *ESPE*, *Flexitime MonoPhase* und die Kombination *Flexitime Heavy Tray* mit *Flexitime Correct Flow* von *Heraeus Kulzer* zur Anwendung.

Die Zuordnung eines Abformmaterials mit einem der beiden zu vergleichenden Abformverfahren entspricht einer Serie. Von jeder Versuchsserie wurden jeweils 10 Abformungen vorgenommen und somit aus 7 Serien 70 Situationsmodelle aus Spezialhartgips Typ IV gewonnen (Tab. 4.1).

Serie	Produktbezeichnung	in Kombination mit Methode	Löffelart	Hersteller	Stoffklasse
1	<i>Panasil putty soft</i> + <i>Panasil contact plus</i>	Repositions-Technik/ Doppelmischabformung	Schreinemaker- löffel	<i>Kettenbach</i>	A-Silikon
2	<i>Impregum Penta</i>	Repositions-Technik/ Einphasenabformung	Schreinemaker- löffel	<i>ESPE</i>	Polyether- Gummi
3	<i>Impregum Penta</i>	PickUp-Technik/ Einphasenabformung	Individueller Löffel	<i>ESPE</i>	Polyether- Gummi
4	<i>Flexitime MonoPhase</i>	Repositions-Technik/ Einphasenabformung	Schreinemaker- löffel	<i>Heraeus Kulzer</i>	A-Silikon
5	<i>Flexitime MonoPhase</i>	PickUp-Technik/ Einphasenabformung	Individueller Löffel	<i>Heraeus Kulzer</i>	A-Silikon
6	<i>Flexitime Heavy Tray + Correct Flow</i>	Repositions-Technik/ Heavy body wash	Schreinemaker- löffel	<i>Heraeus Kulzer</i>	A-Silikon
7	<i>Flexitime Heavy Tray + Correct Flow</i>	PickUp-Technik/ Heavy body wash	Individueller Löffel	<i>Heraeus Kulzer</i>	A-Silikon

Tab. 4.1 Aufstellung der Versuchsserien

Material und Methode

Die folgende Tabelle (Tab. 4.2) listet die Chargennummern der verwendeten Abformmaterialien in den jeweiligen Versuchsserien auf.

Serie	Produkt	Charge-Nr. Basismaterial	Charge-Nr. Katalysator	Charge-Nr. niedrigvisk. Mat.
1	<i>Panasil putty soft</i> + <i>Panasil contact plus</i>	PSB 9499	PSH 9499	00231
2	<i>Impregum Penta</i>	Lot C15	Lot N17	
3	<i>Impregum Penta</i>	Lot C15	Lot N17	
4	<i>Flexitime MonoPhase</i>	Lot 130399	Lot 130399	
5	<i>Flexitime MonoPhase</i>	Lot 130399	Lot 130399	
6	<i>Flexitime Heavy Tray</i> + <i>Correct Flow</i>	Lot 130395		Lot 130382
7	<i>Flexitime Heavy Tray</i> + <i>Correct Flow</i>	Lot 130395		Lot 130382

Tab. 4.2 Verwendete Chargen

4.3 Das Urmodell

Alle Abformungen der 7 Versuchsserien wurden von einem Urmodell genommen, welches eigens für diese Untersuchung hergestellt wurde. Als Urmodell fand ein auf eine Metallplatte montiertes Oberkiefermodell eines teilbezahnten Kiefers bestehend aus *Palapress* klar (*Heraeus Kulzer, Wehrheim/TS.*) Verwendung.



Abb. 4.3 Urmodell mit *Frialit-2* Modellimplantaten in Position 16, 13, 25 und 27

Vier Modell-Implantate des *Frialit-2* Systems der Größe 5,5 mm (*FRIADENT GmbH Mannheim*) waren in Position **16**, **13**, **25** und **27** in das Oberkiefermodell einpolymerisiert. Die Modell-Implantate waren jeweils durch ein eigens hierfür geschnittenes Innengewinde am Fuß mit der Metallplatte fest verschraubt und saßen alle vier mit der Kante ihres Fußes parallel zueinander in analoger Weise auf der Platte auf. Somit war eine unveränderte Position der Implantate zueinander gewährleistet. Da die Modell-Implantate als vom Hersteller genormt zu betrachten sind, lag der Innensechskant aller vier Implantate auf selber Höhe und damit parallel zur Tischebene.

Zur Vermessung wurde jeweils auf die Modell-Implantate ein durch ein aufgesetztes Metallplättchen modifizierter Übertragungsaufbau (Übertragungsaufbau 5,5 mm) geschraubt. Um die vertikale Position (Z-Koordinate) zu erfassen, war auf das Metallplättchen ein auf Papier gedrucktes Dreieck aufgeklebt. Dadurch ergab sich die Möglichkeit durch An fokussieren der Oberflächenstrukturen des Papiere, die vertikale Position (Z-Koordinate) zu bestimmen.

Um die Referenzpunkte und die sich daraus ergebende Referenzebene zu erlangen, wurden in das Implantat-Urmodell zusätzlich drei Messingstäbe mittels Außengewinde in die Metallplatte eingeschraubt und in das Oberkiefermodell einpolymerisiert. Diese waren im Bereich des mesio-palatalen Höckers des Zahnes 17, im Folgenden **R1**, im palatalen Bereich approximal der Zähne 12 und 11, im Folgenden **R2** und okklusal im approximalen Bereich der Zähne 23 und 24, im Folgenden **R3**, angebracht. Um jeweils definierte Punkte anpeilen zu können, wurden die Messingstäbe in Form einer abgeflachten Pyramide gestaltet und so die vertikale Position durch An fokussieren der „Plattform“ erhalten. Als definierter Punkt diente jeweils eine vorher bestimmte Ecke, die sich mit Hilfe des Fadenkreuzes im Messmikroskop anpeilen ließ.

Das Modell eignete sich uneingeschränkt zur Abformung von additions- und kondensationsvernetzenden Silikonen sowie von Abformmaterialien auf Polyetherbasis.

4.4 Verwendete Löffel

4.4.1 Schreinemakers-Löffel

Es handelte sich hierbei um herkömmliche verchromte Messinglöffel. In den vorgesehenen 4 Versuchsserien der Repositions-Technik wurde mit *Schreinemaker* Nr. 44 abgeformt.

Die Abformmaterialstärke im Bereich der Unterschnitte war mindestens dreimal so groß wie die Tiefe der Unterschnitte. Damit kam es maximal zu einer 30%igen Stauchung des Abformmaterials [29].

4.4.2 Individuelle Löffel

Zur Herstellung der individuellen Löffel wurde das lichthärtende Material *Palatray* verwendet. Im Bereich der Implantatpositionen befanden sich für die Implantatschrauben ca. 0,5 mm große Aussparungen. Eine gleichmäßige Schichtdicke des Abformmaterials von 2-4 mm und eine ausreichende Wandstärke des Löffels von mindestens 3 mm war gewährleistet. Dies entspricht den in der Literatur angegebenen Werten [1,6,8,27,49,51,53]. Die Löffel wurden nach der Herstellung mindestens 24 Stunden gelagert.

Verwendung fanden die individuellen Löffel bei Anwendung der PickUp-Technik mit *Impregum Penta*, *Flexitime MonoPhase* und der Kombination *Flexitime Heavy Tray* und *Correct Flow*.

4.5 Verwendete Adhäsive

Um eine optimale Haftung des Abformmaterials am Abformlöffel zu erreichen, wurden die vom Hersteller empfohlenen Adhäsive verwendet. Das Adhäsiv wurde in dünner Schicht aufgetragen und war zum Zeitpunkt der Abformung gut eingetrocknet [24] (Tab. 4.3).

Adhäsive	Hersteller	Abformmaterial
<i>Panasil Adhäsiv</i>	Kettenbach	Panasil
<i>Universal Adhäsiv</i>	Heraeus Kulzer	Flexitime MonoPhase Flexitime Heavy Tray +Correct Flow
<i>Polyether Adhäsiv</i>	ESPE	Impregum Penta

Tab. 4.3 Verwendete Adhäsive

4.6 Versuchsdurchführung

4.6.1 Rahmenbedingungen

Alle Versuche wurden in klimatisierten Laborräumen mit annähernd konstanter Luftfeuchtigkeit von 50 % und einer Raumtemperatur von 20–25°C durchgeführt, wobei die Materialien nach Herstellerangaben verarbeitet wurden. Um einen optimalen Halt des Abformmaterials an der Löffelwand zu erreichen, wurden die jeweiligen Löffel vor der Abformung gleichmäßig und dünn mit dem entsprechenden Adhäsiv bestrichen. Alle Abformmaterialien härteten bei Raumtemperatur in den von den Herstellern angegebenen Zeiten aus.

Sämtliche Abformungen wurden nach 60 Minuten bis spätestens 90 Minuten ausgegossen.

4.6.2 Durchführung der Abformung

In der vergleichenden in vitro Untersuchung der Dimensionsgenauigkeit der Implantat-abformungstechniken PickUp und Reposition mittels vier verschiedener Abformmaterialien war die Durchführung beider Techniken dem unter 4.1.1 und 4.1.2 beschriebenen Ablauf entsprechend.

Die Anwendung der Abformmaterialien *Impregum Penta*, *Flexitime MonoPhase* und *Flexitime Heavy Tray / Correct Flow* erfolgte mit beiden Techniken. Eine genaue Aufstellung der 7 Versuchsserien ist in Tabelle 4.1 ersichtlich.

Panasil putty soft wurde von einem Helfer manuell verarbeitet, die Katalysator- und Basispaste mit den dazugehörigen Dosierlöffeln abgemessen und solange mit den Händen vermischt, bis sich eine einheitliche Farbe einstellte, während gleichzeitig mit der dünnfließenden Phase *Panasil contact plus* die Übertragungsaufbauten umspritzt wurden. Auf das Tragen von Handschuhen wurde verzichtet, um die Vernetzungsreaktion nicht negativ zu beeinflussen.

Der Anmischvorgang von *Impregum Penta* erfolgte maschinell mit Hilfe des Pentamixgerätes I. Spritze und Löffel wurden nach Verwerfen des ersten Anteiles nacheinander befüllt, wobei schon mit dem Umspritzen der Übertragungsaufbauten begonnen wurde, während der Helfer den Löffel zu Ende befüllte, ohne das Pentamixgerät dabei zu unterbrechen.

Das Material *Flexitime* von *Haereus Kulzer* lag in beiden Versionen als Dispensermischkartusche vor und ließ so das Befüllen des Löffels und das Umspritzen der Übertragungsaufbauten gleichzeitig zu.

Alle Abformungen wurden mit einem auf einer festen Unterlage fixierten Modell vorgenommen. Bei Abformungen mittels PickUp-Technik war beim Abnehmen der Abformung das Lösen der Halteschrauben der Übertragungsaufbauten, die über das Niveau des individuellen Löffels hinaus gut durch die Perforationen sichtbar waren, notwendig.

4.6.3 Modellherstellung

Zur Modellherstellung kam immer Superhartgips (Typ-IV, *Fuji-Rock GC-Corp.* Tokyo, Japan) zur Anwendung.

Nach einer Lagerzeit von 60 Minuten bis ca. 90 Minuten wurden die Abformungen ausgegossen. Die gleichbleibende Gipsqualität und Anrührmethodik entsprach einem standardisierten Verfahren nach Herstellerangaben, d.h. 20 ml Aqua dest. pro 100 g Gips, 10 Sek. manuelles Vormischen und 40 Sek. Anrührzeit unter Vakuum. Das Gipspulver wurde mittels Digitalwaage (*Soehnle*) mit einer Genauigkeit von 0.1 g dosiert. Das verwendete Vakuumanmischgerät (*Degussa*, Typ R11) erzeugte einen Druck von 80 bis 100 mbar im Vakuumrührbecher. Alle Abformungen wurden auf einem Rüttelgerät (*Bego*) ausgegossen und der Einfachheit halber mit *Modell-Tray* Formen gesockelt. Die Situationsmodelle wurden frühestens eine Stunde später aus der Abformung entnommen, wobei sie bis dahin umgedreht lagerten, um eine Sedimentation des Gipses nach okklusal

zu erreichen. Bei der PickUp-Technik mussten vor dem Entfernen der Abformung die Halteschrauben der Übertragungsaufbauten gelöst werden. Die so erhaltenen Modelle lagerten bis zum Vermessen wiederum mindestens 10 Tage [14] (Abb. 4.4).



Abb. 4.4 Superhartgipsmodell mit *Frialit-2* Modellimplantaten in Position 16, 13, 25 und 27

4.7 Modellvermessung

4.7.1 Vorbemerkung

Alle 70 Situationsmodelle wurden analog mit einem Messmikroskop M 420 der Firma *Leitz* Wetzlar optisch vermessen (Abb. 4.5). Für die x, y-Ebene war in das Okkular ein Fadenkreuz eingearbeitet, mit dem man bei 400-facher Vergrößerung einen definierten Punkt anpeilte. Der Messtisch war in x, y-Richtung mit zwei Mikrometerschrauben (*Mitutoyo*, Neuss) beweglich. Die Messgenauigkeit des Gerätes lag in der x, y-Ebene bei $\pm 3 \mu\text{m}$.



Abb. 4.5 Messmikroskop mit einem Modell zum Vermessen auf dem Messtisch

Das Fokussierrad des Mikroskopes war mit einer Messuhr (*Mitutoyo*, Neuss) versehen, um durch Anfokusieren der Oberflächenstrukturen des Papieres die vertikale Position (Z-Koordinate) bestimmen zu können. Die Messgenauigkeit hier entsprach dem Tiefenschärfenbereich bei 400-facher Vergrößerung und betrug etwa $\pm 10 \mu\text{m}$.

Eine Interface-Box (*Mitutoyo*, Neuss) koppelte alle drei Messuhren direkt mit einem

Rechner zur Messdatenerfassung. Eine Glasplatte mit befestigter Wasserwaage (Libellensystem) diente zur horizontalen Positionierung der Modelle, die anschließend fixiert in einem Modellträger gehalten wurden. Auf diese Weise wurde unnötiges hin- und herfokussieren vermieden.

Für die Nomenklatur der Implantatpositionen und deren Implantatmittelpunkte des Urmodelles galt folgendes:

Implantatposition	16	mit Implantatmittelpunkt	A
Implantatposition	13	mit Implantatmittelpunkt	B
Implantatposition	25	mit Implantatmittelpunkt	C
Implantatposition	27	mit Implantatmittelpunkt	D

Zu Beginn der Messung wurden Punkt R1 anvisiert und die Messuhren auf Null gestellt. Die Koordinaten dieses Punktes waren damit in der ersten Messung immer $x = 0$, $y = 0$ und $z = 0$. In der Folge wurden alle weiteren Punkte anvisiert und die Koordinaten computergestützt protokolliert. Um zu gewährleisten, dass es zu keiner Verschiebung des Modelles während der Messung gekommen war, wurde zur Kontrolle nochmals Punkt R1 angepeilt. Bei einer dabei auftretenden Unstimmigkeit wurde die Messung wiederholt. Zunächst erfolgte die Vermessung des Urmodelles in allen drei Dimensionen. Um eine Verbesserung der Genauigkeit des Urmodelles zu erreichen, wurde dieses siebenmal ohne Positionsänderung vermessen und die erhaltenen Werte gemittelt. Diese Werte wurden dann als Referenzwerte betrachtet und mit den Werten der Folgemodelle verglichen.

Die Vermessung der aus der PickUp-Technik und Repositions-Technik gewonnenen Modelle verlief analog der des Urmodelles. Es wurden jeweils die Abweichungen zu den einzelnen Werten des Urmodelles berechnet.

Außerdem wurde das Urmodell noch zehnmal gemessen, wobei jedesmal die Dreieckplättchen entfernt und wieder neu aufgeschraubt wurden. Die daraus resultierenden Werte wurden mit den vorher erhobenen Werten des Urmodelles verglichen.

4.7.2 Erläuterung der Problemstellung

Wie schon unter 2 dargestellt, brachte die übergeordnete Fragestellung nach der vergleichenden Betrachtung der Dimensionsgenauigkeit zweier Implantatabformungstechniken folgende Problemstellungen bezüglich der 3D-Bewegung der Implantatposition mit sich. Die 3D-Verschiebung des Einzelimplantates gestaltete sich als eine sehr komplexe und schwierig nachvollziehbare Bewegung im Raum, da man nur Ausgangs- und Endposition wirklich kannte. Das Problem war nach gedanklicher Zerlegung der 3D-Verlagerung besser verständlich und einfacher mathematisch lösbar.

So ergab sich das Hervorgehen der neuen Position mittels Übertragung aus der ursprünglichen Position des Implantates durch **Neigungsänderung** der Implantatachse um ein unbekanntes Rotationszentrum innerhalb der Achse, einer **Rotation** um die Implantatachse oder einer **achsenparallelen Verschiebung in x, y und z-Richtung** bzw. aus der Kombination zweier oder aller genannten Einzelbewegungen.

4.7.3 Ausführungen zur Messapparatur

Wie bereits unter 4.3 beschrieben ist für jedes Implantat 16, 13, 25 und 27 des Urmodelles ein Übertragungsaufbau (Übertragungsaufbau 5,5 mm, *FRIADENT GmbH* Mannheim), im Folgenden **Dreieckplättchen** (Abb. 4.6) genannt, mit einem aus Phantommetall gegossenen Metallplättchen versehen. Auf das wiederum wurde ein mit einem Tintenstrahldrucker gedrucktes Dreieck der Kantenlänge 13 mm auf weißem Grund aufgeklebt. Das verwendete Papier besaß eine gewisse Körnung und der Übergang von schwarz nach weiss war unter 400-facher Vergrößerung gesehen unregelmäßig, so dass sich genügend Auffälligkeiten zum Anfokussieren der Z-Koordinate boten. Die Verbindung zwischen Metallplättchen und Übertragungsaufbau wurde durch die Überführung einer *FRIALIT-2* TransferCap-Kunststoffplatten-Kombination in Phantommetall erreicht und genau auf den Übertragungsaufbau aufgepasst. Zwischen beiden entstand eine starre Verbindung, die wiederum durch *Palapress* gesichert wurde.

Diese für jede Implantatposition 16, 13, 25 und 27 eigenen Messplättchen konnten, da sie modifizierte Übertragungsaufbauten sind, mittels der Halteschraube fest auf das

Modellimplantat geschraubt werden und ebenso auf das jeweilige Modellimplantat in der analogen Implantatposition der durch die Abformungen gewonnenen 70 resultierenden Modelle.

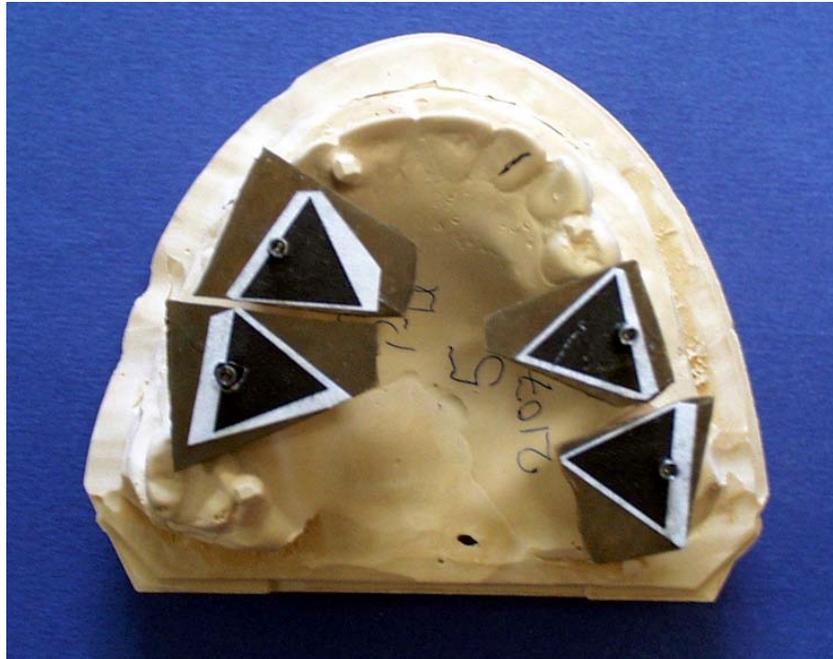


Abb. 4.6 Ansicht der auf ein Superhartgipsmodell montierten **Dreieckplättchen**

An den **Dreieckplättchen** fanden sich jeweils die drei durch die Ecken des Papierdreieckes definierten Markierungen, also drei Punkte **A1**, **A2**, **A3** für Implantatposition 16, **B1**, **B2**, **B3** analog für Implantatposition 13 und analog **C1**, **C2**, **C3**, **D1**, **D2**, **D3** für die Implantatpositionen 25 und 27. Zusätzlich wurden drei der Modellzähne mit einpolymerisierten Referenzpunkten **R1**, **R2**, **R3** versehen (Abb. 4.7). Zur Vermessung der Modelle wurde im Raum ein kartesisches Koordinatensystem mit den dreidimensionalen Achsen x , y und z und dem Ursprung Null festgelegt. Von jedem der auf den **Dreieckplättchen** befindlichen Punkten (insgesamt 12) und den drei Referenzpunkten wurden mit Hilfe des Messmikroskopes die Koordinaten x' , y' , und z' bestimmt. Unter Zuhilfenahme eines speziell angefertigten Computerprogrammes ließen sich die gewonnenen 3D-Koordinaten der einzelnen Modelle zur Messdatenerfassung speichern und bezüglich der genannten Problemstellungen auswerten, wobei in jedem Modell eine Referenzebene aus den drei Referenzpunkten gebildet wurde und so jedes Modell mit dem Urmodell verglichen werden konnte. So ließ sich in jedem Modell dasselbe Koordinatensystem anlegen.

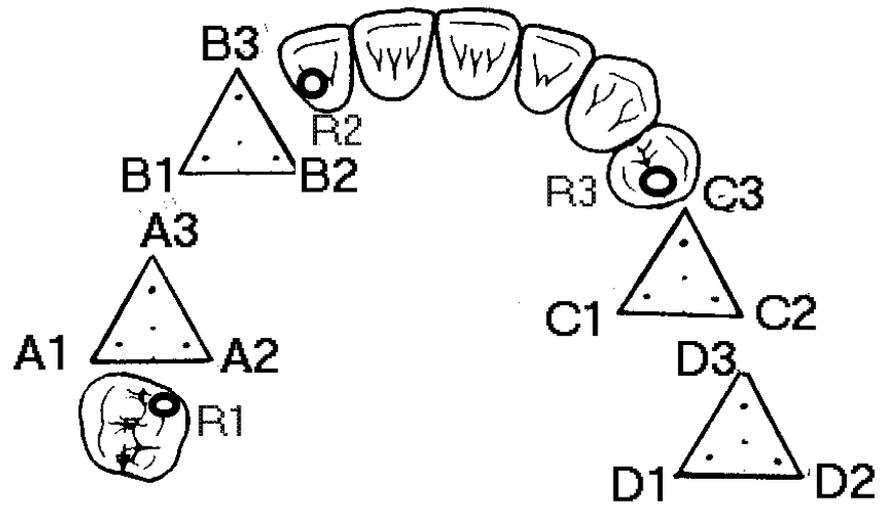


Abb. 4.7 Schematische Darstellung der einzelnen Messpunkte

4.7.4 Mathematische Erklärungen

4.7.4.1 Voraussetzungen

Die A-Ebene wurde aus den Punkten A1, A2 und A3 gebildet, analog galt das für die B-, C-, D-Ebenen aus ihren jeweiligen Punkten. Die R-Ebene wurde aus den Punkten R1, R2 und R3 gebildet.

Für alle Punkte in jedem Modell wurden die 3D-Koordinaten bestimmt, also x' , y' und z' .

Mittels analytisch-geometrischer Berechnungen wurden aus den 3D-Koordinaten innerhalb eines Modelles absolute Werte wie Achsenneigung, Rotation und der Abstand zweier Punkte im Raum berechnet. Anhand der absoluten Werte ließen sich Vergleiche der Modelle mit dem Urmodell vornehmen. Die Ergebnisse wurden als Beträge der Differenzen zum Urmodell dargestellt.

Für die **achsenparallele Verschiebung** der Implantatposition in x, y und z-Richtung wurde eine folgend beschriebene Transformation in **ein** gemeinsames Koordinatensystem vorgenommen. So war es möglich, alle Modelle direkt miteinander zu vergleichen.

Es galt im Besonderen:

Für jeden Vektor $\mathbf{v} = (x, y, z)$ bezeichnet der Betrag von $|\mathbf{v}|$ die Länge des Vektors:

$$|\mathbf{v}| = (x^2 + y^2 + z^2)^{1/2}$$

Für zwei Vektoren $\mathbf{v} = (x, y, z)$ und $\mathbf{w} = (x', y', z')$ definiert man das Vektorprodukt $\mathbf{v} \times \mathbf{w}$ und das Skalarprodukt $\mathbf{v} \cdot \mathbf{w}$ wie folgt

$$\mathbf{v} \times \mathbf{w} = \begin{pmatrix} y z' - z y' \\ z x' - x z' \\ x y' - y x' \end{pmatrix}$$

$$\mathbf{v} \times \mathbf{w} = x \mathbf{x}' + y \mathbf{y}' + z \mathbf{z}'$$

Dabei ist $\mathbf{v} \times \mathbf{w}$ anschaulich der Vektor, der auf \mathbf{v} und \mathbf{w} senkrecht steht und die Länge $|\mathbf{v}| * |\mathbf{w}| * \sin(\mathbf{v}, \mathbf{w})$ hat. Dabei bilden die Vektoren $\mathbf{v}, \mathbf{w}, \mathbf{v} \times \mathbf{w}$ in dieser Reihenfolge ein Rechtssystem (rechte Hand Regel).

Ferner ist $\mathbf{v} \cdot \mathbf{w}$ gleich der reellen Zahl $|\mathbf{v}| * |\mathbf{w}| * \cos(\mathbf{v}, \mathbf{w})$.

4.7.4.2 Frage nach der Neigungsänderung der Implantatachse

Die Ausführungen gelten **innerhalb** eines Modelles.

Die Neigungsänderung der A-, B-, C- und D-Ebenen jeweils zur R-Ebene wurde in Grad bestimmt. Die weiteren Ausführungen gelten für Implantat 16 bzw. die A-Ebene und sind für die B-, C- und D-Ebenen analog anwendbar.

Die Neigungsänderung der A-Ebene zur R-Ebene ließ sich durch den Winkel der beiden Normalenvektoren der A- und R-Ebene \mathbf{v}_A und \mathbf{v}_R beschreiben.

Der Normalenvektor ist der auf einer Ebene senkrecht stehende Vektor. Er errechnete sich aus dem Vektorprodukt zweier **in** der Ebene liegender Vektoren.

Die Berechnung der Normalen gelang folgendermaßen:

$$\mathbf{v}_R = (\mathbf{R3} - \mathbf{R1}) \times (\mathbf{R2} - \mathbf{R1}) \quad \mathbf{v}_A = (\mathbf{A2} - \mathbf{A1}) \times (\mathbf{A3} - \mathbf{A1})$$

Winkel zwischen beiden Normalen:

$$\text{Winkel } (\mathbf{v}_A, \mathbf{v}_R) = \arccos \alpha \left(\frac{\mathbf{v}_R \cdot \mathbf{v}_A}{|\mathbf{v}_R| * |\mathbf{v}_A|} \right)$$

Die sich ergebenden Werte wurden mit denen des Urmodelles verglichen und als Absolutwerte der Differenz zum Urmodell in Grad angegeben.

4.7.4.3 Frage nach der Rotation der Modellimplantate

Die Ausführungen gelten **innerhalb** eines Modelles.

Es wurden die Rotationen der A-, B-, C- und D-Ebenen jeweils zur R-Ebene in Grad bestimmt. Zur mathematischen Vereinfachung nutzte man aus, dass die A-, B-, C- und D-Ebenen jeweils zur R-Ebene annähernd parallel sind. Die Abweichung von der Parallelität wurde vernachlässigt. Die weiteren Ausführungen gelten für die A-Ebene und sind für die B-, C und D-Ebenen analog anwendbar.

Die Rotation der A-Ebene zur R-Ebene ließ sich vereinfacht darstellen, indem man zwei Geraden der jeweiligen Ebenen herausnahm und den Winkel, den beide Geraden

miteinander bilden, betrachtete. Für die A-Ebene bestimmte man den Winkel zwischen der Geraden A2 – A1 und der Geraden R2 – R1. Mathematisch konnte unter Verwendung der 3D-Koordinaten aus den Geraden zwei Vektoren gebildet werden, deren Winkel zueinander berechnet wurde.

Zur Berechnung des Winkels zwischen zwei Vektoren wurden folgende Formeln verwendet:

$$\text{Winkel (A2 – A1, R2 – R1)} = \arccos \alpha \left(\frac{(\mathbf{R2} - \mathbf{R1}) \cdot (\mathbf{A2} - \mathbf{A1})}{|\mathbf{R2} - \mathbf{R1}| * |\mathbf{A2} - \mathbf{A1}|} \right)$$

Die sich ergebenden Werte wurden mit denen des Urmodelles verglichen und wiederum als Absolutwerte in Grad als Differenz zum Urmodell angegeben.

4.7.4.4 Frage nach der achsenparallelen Verschiebung in x, y und z- Richtung

Für die **achsenparallele Verschiebung** der Implantatposition in x, y und z-Richtung wurde **stellvertretend** die Verschiebung der **Punkte A, B, C und D** betrachtet, die so definiert waren, dass sie den Schnittpunkt der Implantatachse mit der jeweiligen Ebene repräsentierten, also jeweils in der A-, B-, C und D-Ebene lagen.

So galt es die Punkte **A, B, C und D** eines jeden Koordinatensystemes des jeweiligen Modelles durch eine folgend beschriebene Transformation in **ein** gemeinsames Koordinatensystem zu bringen.

Es wurde folgendes Koordinatensystem charakterisiert:

- Der Ursprung des Koordinatensystemes war **R1**
- R2 – R1 war die positive x-Richtung
- Die xy-Ebene war die Ebene durch R1,R2 und R3, wobei R3 einen negativen y-Wert bekam.

Die z-Achse stand senkrecht auf den anderen beiden Achsen, so dass die x, y und z-Achse wie gewohnt in dieser Reihenfolge ein Rechtssystem bildeten.

Seien \mathbf{v}_x , \mathbf{v}_y und \mathbf{v}_z die Einheitsvektoren dieser Achsen ausgedrückt im ursprünglichen Koordinatensystem. Ein Vektor \mathbf{v} , der im ursprünglichen Koordinatensystem die Koordinaten

$$\mathbf{k} = \begin{pmatrix} \mathbf{x} \\ \mathbf{y} \\ \mathbf{z} \end{pmatrix}$$

hatte, bekam im neuen Koordinatensystem die Koordinaten

$$\mathbf{k}' = \begin{pmatrix} \mathbf{k} \mathbf{v}_x \\ \mathbf{k} \mathbf{v}_y \\ \mathbf{k} \mathbf{v}_z \end{pmatrix}$$

Es sind $\mathbf{k} \cdot \mathbf{v}_x$, $\mathbf{k} \cdot \mathbf{v}_y$ und $\mathbf{k} \cdot \mathbf{v}_z$ jeweils Skalarprodukte der Vektoren \mathbf{k} , \mathbf{v}_x , \mathbf{v}_y und \mathbf{v}_z .

So zum Beispiel:

wobei

$$\mathbf{k}' = \begin{pmatrix} \mathbf{k} \cdot \mathbf{v}_x \\ \mathbf{k} \cdot \mathbf{v}_y \\ \mathbf{k} \cdot \mathbf{v}_z \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \mathbf{a}, \mathbf{b}, \mathbf{c} \\ \mathbf{d}, \mathbf{e}, \mathbf{f} \\ \mathbf{g}, \mathbf{h}, \mathbf{i} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \mathbf{x} \\ \mathbf{y} \\ \mathbf{z} \end{pmatrix} \quad \begin{matrix} \mathbf{v}_x = (\mathbf{a}, \mathbf{b}, \mathbf{c}) \\ \mathbf{v}_y = (\mathbf{d}, \mathbf{e}, \mathbf{f}) \\ \mathbf{v}_z = (\mathbf{g}, \mathbf{h}, \mathbf{i}) \end{matrix}$$

Die neuen Koordinaten wurden also mit einer Matritze berechnet.

Somit waren im neuen Koordinatensystem alle durch Abformung von Punkt A gewonnenen Punkte \mathbf{A}' zusammen. Die neuen Koordinaten x' , y' und z' der Punkte \mathbf{A}' wurden als Differenzen in x, y und z-Richtung von den x, y und z-Koordinaten des Punktes A geschrieben. Es ließ sich nun mit Hilfe des *Satzes des Pythagoras* der Abstand zweier Punkte im Raum berechnen, also die Strecke der 3D-Verlagerung des Punktes A nach \mathbf{A}' , im Weiteren **Strecke A**.

$$\text{Strecke A} = |\mathbf{A}'\mathbf{A}| = [(\mathbf{x}_{\mathbf{A}'} - \mathbf{x}_A)^2 + (\mathbf{y}_{\mathbf{A}'} - \mathbf{y}_A)^2 + (\mathbf{z}_{\mathbf{A}'} - \mathbf{z}_A)^2]^{1/2}$$

Analog wurden die Strecken B-, C- und D berechnet.

Ebenfalls war mittels der Koordinaten die Richtung der Verschiebung von A nach \mathbf{A}' ersichtlich.

Des weiteren wurden die Längen der Zwischenimplantatabstände von Implantat 16 und 13, von Implantat 25 und 27 und alle Strecken zwischen den Implantatmittelpunkten A, B, C und D und den Referenzpunkten R1, R2 und R3 berechnet und als Differenz von den analogen Strecken des Urmodelles in Exceltabellen aufgelistet. Positive Werte stellten Vergrößerungen, negative Werte Verkleinerungen der jeweiligen Strecke dar. Aus der Änderung der Abstände zu den Referenzpunkten R1, R2 und R3 war durch die bekannte Anordnung der Punkte die Richtung der Verschiebung des Implantatachsenmittelpunktes zu ersehen.

4.8 Darstellung der Ergebnisse

Es wurden jeweils die Neigungsänderung, Rotationsänderung und die Strecke der 3D-Verschiebung mit Hilfe der unter 4.7.4 genannten Formeln berechnet und im Vergleich mit den Werten des Urmodelles bewertet.

Die statistische Auswertung erfolgte EDV-gestützt mit Hilfe des Programmes SPSS Win 9.0*. Dieses Programm ermöglichte die graphische Darstellung der erhaltenen Messwerte als Boxplots und die Durchführung von statistisch relevanten Signifikanztests [12].

4.8.1 Neigungsänderung und Rotation in Grad

Die berechneten Werte wurden mit denen des Urmodelles verglichen und als Absolutwerte der Differenz zum Urmodell in Grad angegeben. Positive Werte der Rotation stellten Rotation gegen den Uhrzeigersinn, negative Werte Rotation im Uhrzeigersinn dar. Bei Betrachtung der Neigung ließ sich durch das unterschiedliche Vorzeichen der Werte allein keine Aussage über die Richtung machen. Mit den Absolutwerten der Differenzen wurden für jedes einzelne Implantat Boxplot-Graphiken erstellt, die sich vollständig im Anhang aufgelistet wiederfinden.

Die Beträge der Absolutwerte für Implantate A, B, C und D wurden zu Gesamtwerten addiert und durch den Faktor vier geteilt. Die so erhaltenen durchschnittlichen Beträge sind als Boxplot-Graphiken unter 5. Ergebnisse dargestellt.

4.8.2 Achsenparallele Verschiebung in x, y und z- Richtung

Es wurden die Beträge der Absolutwerte für die Strecken A, B, C und D in mm berechnet und als Boxplot-Graphiken im Anhang aufgelistet. Die Beträge der Absolutwerte für die Strecken der Implantate A, B, C und D wurden wiederum zu Gesamtwerten addiert, durch

* SPSS GmbH Software München

den Faktor vier geteilt und als durchschnittliche Beträge in Form von Boxplot-Graphiken unter 5 Ergebnisse zusammengefasst.

Eine graphische Darstellung der Richtung der Positionsänderung der Implantatachsenmittelpunkte erfolgte ebenfalls.

4.8.3 Statistische Auswertung

Die durchschnittlichen Beträge der Absolutwerte der Differenzen zum Urmodell in Grad und Millimeter wurden untereinander mit dem Mann-Whitney U-Test auf Signifikanz geprüft. Zusätzlich wurden mit Hilfe dieses Testes die einzelnen Materialien, Implantat-abformungstechniken und Abformmethoden auf Signifikanz geprüft.

4.8.4 Die Boxplots

Die Graphiken wurden mit dem PC-Programm SPSS 9.0 für Windows erstellt

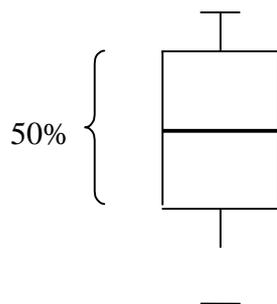


Abb.4.7 Beispiel eines Boxplots

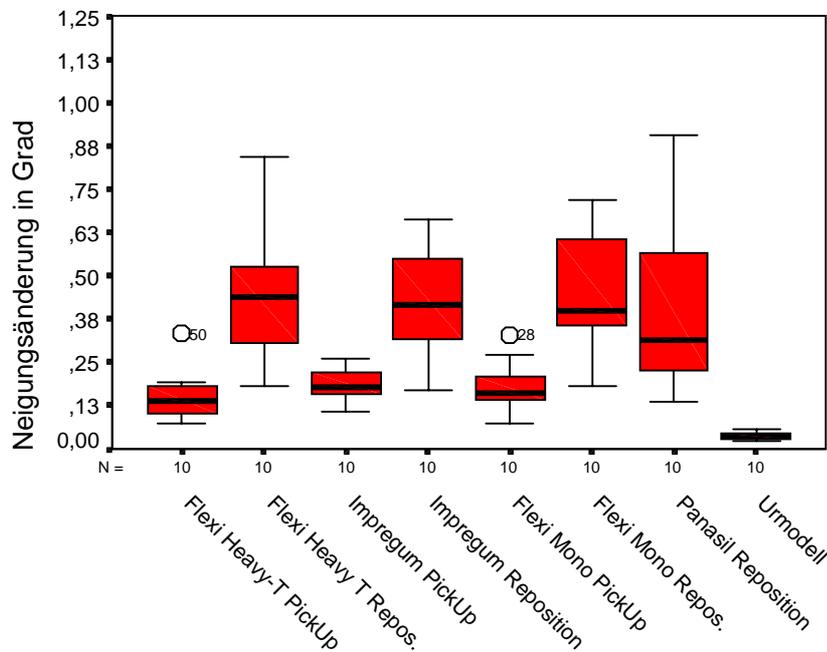
Box: Zeigt den Bereich an, der vom ersten und dritten Quartil (25. Bzw. 75. Perzentil) begrenzt wird und deren schwarze innere Linie den Median repräsentiert. Es werden außerdem der kleinste und größte Wert markiert, sofern sie keine Ausreißer sind.

Material und Methode

- Quartile:** Das erste Quartil ist derjenige Punkt der Meßwerteskala, unterhalb dessen 25 % der Messwerte liegen. Das zweite Quartil ist derjenige Punkt der Messwerteskala, unterhalb dessen 50 % der Messwerte liegen. Das dritte Quartil ist derjenige Punkt der Messwerteskala, unterhalb dessen 75 % der Messwerte liegen.
- Werte:** Die einzelnen Werte werden nicht angezeigt.
- 0-Linie:** Gibt die Dimension des Urmodelles an.
- Linie:** Durch die schwarze Linie wird der Median angegeben.
- Median:** Unterhalb des Median liegen 50 % der Messwerte (= zweites Quartil).
- Stern:** Markiert Extremwerte, die um mehr als drei Kastenlängen außerhalb liegen.
- Kreis:** Markiert Werte, die um mehr als anderthalb Kastenlängen außerhalb liegen

5 Ergebnisse

5.1 Neigungsänderung



GESAMTÜBERSICHT

Abb.5.1 Durchschnittlicher Betrag der Neigungsänderung zum Urmodell

Bei der **Gesamtbetrachtung** (Abb. 5.1) fiel die geringere Neigungsänderung in Bezug zum Urmodell bei Abformungen mit der PickUp-Technik und individuellem Löffel im Vergleich zu den Abformungen mit der Repositions-Technik und *Schreinemakers* Löffel auf. Besonders gute Werte zeigte die Abformserie der **PickUp-Technik mit Flexitime Heavy Tray** im individuellen Löffel bei Durchführung der Heavy body wash-Technik, wobei die Abweichung der Implantate durchschnittlich in einem Interquartilabstand von 0,1 – 0,18 ° lag. Dies bedeutete eine Änderung der Implantatachsenneigung im Schnitt für das einzelne Implantat von 0,138° oder 8,2 Winkelminuten. Dasselbe Material *Flexitime Heavy Tray* lieferte in Kombination mit der Repositions-Technik die schlechtesten Ergebnisse mit einem Interquartilabstand zwischen 0,3 und 0,53° mit Median bei 0,43°, also einer ca. dreimal so großen Abweichung. Für das einzelne Implantat war dann durchschnittlich eine

Ergebnisse

Änderung der Neigung von 0,38 ° zu verzeichnen. Weiterhin auffällig war die große Streuung bei Anwendung von *Panasil putty soft* mit der Repositions-Technik.

Ergebnisse des paarweisen Mann-Whitney U-Testes für die einzelnen Serie untereinander:

Panasil Repos	Flexi Heavy T Repos	Flexi Heavy T PickUp	Flexi Mono Repos	Flexi Mono PickUp	Impreg Repos	Impreg PickUp	NEIGUNG
***	***	***	***	***	***	***	Urmodell
	n.s.	**	n.s.	*	n.s.	**	Panasil Repos.
		**	n.s.	**	n.s.	**	Flexi Heavy T Repos
			***	n.s.	**	n.s.	Flexi Heavy T PickUp
				**	n.s.	**	Flexi Mono Repos
					**	n.s.	Flexi Mono PickUp
						**	Impreg Repos

* = p < 0,05

** = p < 0,01

*** = p < 0,001

n.s. = nicht signifikant

Tab. 5.1 Paarweiser Mann-Whitney U-Test der einzelnen Serien untereinander

Flexitime Heavy Tray als PickUp-Technik im individuellen Löffel angewendet war signifikant besser als alle anderen Materialien in Kombinationen mit der Repositions-Technik. Umgekehrt schnitt *Flexitime Heavy Tray* als Repositions-Technik angewendet signifikant schlechter ab als alle Serien mit PickUp-Technik. (Tab. 5.1)

Es wurden jeweils alle Materialien und Methoden (Einphasen.; Doppelmisch.) zusammengefasst, um einen besseren **Vergleich der Techniken** zu ermöglichen.

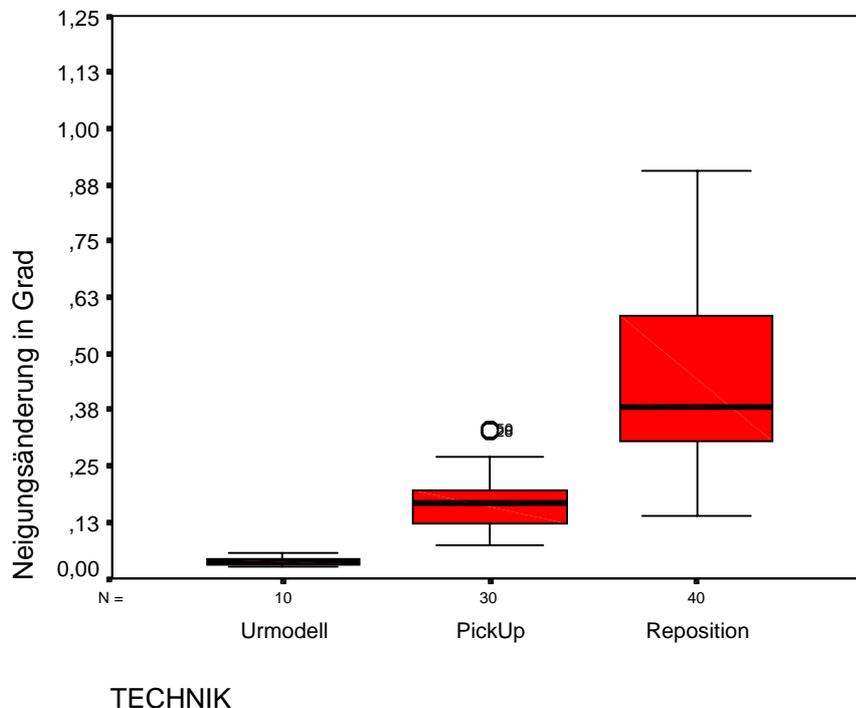


Abb.5.2 Durchschnittlicher Betrag der Neigungsänderung zum Urmodell

Nach Zusammenfassung der Werte der Abformmaterialien und –methoden (Abb. 5.2) wurde die geringere Abweichung der mit der PickUp-Technik abgeformten Modelle besonders deutlich. So lag dann der Interquartilabstand zwischen 0,125 und 0,2 ° und kommt dem der PickUp-Technik mit *Flexitime Heavy Tray* aus Abb. 5.1 gleich. Insbesondere zeigten Modelle mittels der PickUp-Technik erstellt im Durchschnitt eine Neigungsänderung für das einzelne Implantat von 0,168° oder 10 Winkelminuten, Modelle mit Repositions-Technik erstellt dagegen 0,41° bzw. 24,6 Winkelminuten. Desweiteren waren die Werte der PickUp-Technik gegenüber der Repositions-Technik geringer gestreut.

Das Ergebnis des paarweisen Mann-Whitney U-Testes für die beiden Implantatabformungstechniken zeigte die PickUp-Technik als die signifikant bessere Technik, $p < 0,001$.

Es wurden jeweils die Techniken zusammengefasst.

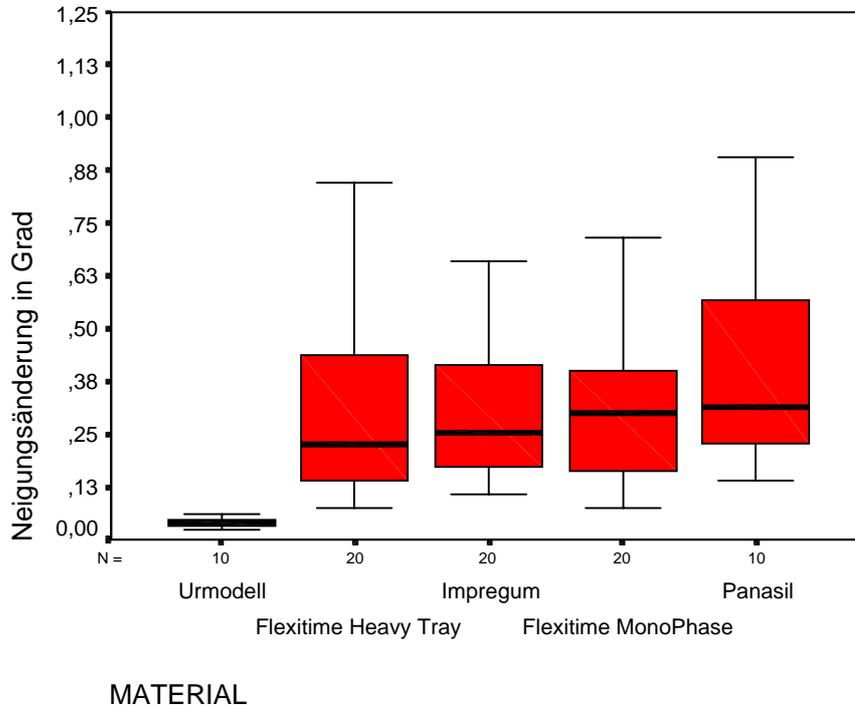


Abb.5.3 Durchschnittlicher Betrag der Neigungsänderung zum Urmodell

Im **Vergleich der Abformmaterialien** (Abb. 5.3) erschien *Panasil putty soft* mit einem Interquartilabstand zwischen 0,23 und 0,56 ° geringfügig schlechter als die drei anderen Materialien. Auch die Streuung war etwas größer als bei Abformungen mit anderen Materialien. Dies lag unter anderem darin begründet, dass mit *Panasil putty soft* keine PickUp-Abformserie gemacht werden konnte und somit für eine Bewertung ungleiche Voraussetzungen vorlagen. Im Vergleich der drei verbleibenden Abformmaterialien waren nur geringe Unterschiede untereinander festzustellen. Auffällig war jedoch die große Streuung bei Abformung mit *Flexitime Heavy Tray*.

Ergebnisse

Ergebnisse des paarweisen Mann-Whitney U-Testes für die einzelnen Abformmaterialien:

Flexitime Heavy T	Flexitime MonoPhase	Impregum	NEIGUNG
n.s.	n.s.	n.s.	Panasil
	n.s.	n.s.	Flexitime Heavy T
		n.s.	Flexitime MonoPhase

* = $p < 0,05$

** = $p < 0,01$

*** = $p < 0,001$

n.s. = nicht signifikant

Tab. 5.2 Paarweiser Mann-Whitney U-Test der einzelnen Abformmaterialien untereinander

Nach paarweisem Signifikanztest konnten keine signifikanten Unterschiede festgestellt werden (Tab. 5.2)

Zusätzlich wurde ein **Vergleich Einphasen- und Doppelmischtechnik** graphisch dargestellt, wobei Abformmaterialien und Implantatabformungstechniken zusammengefasst wurden.

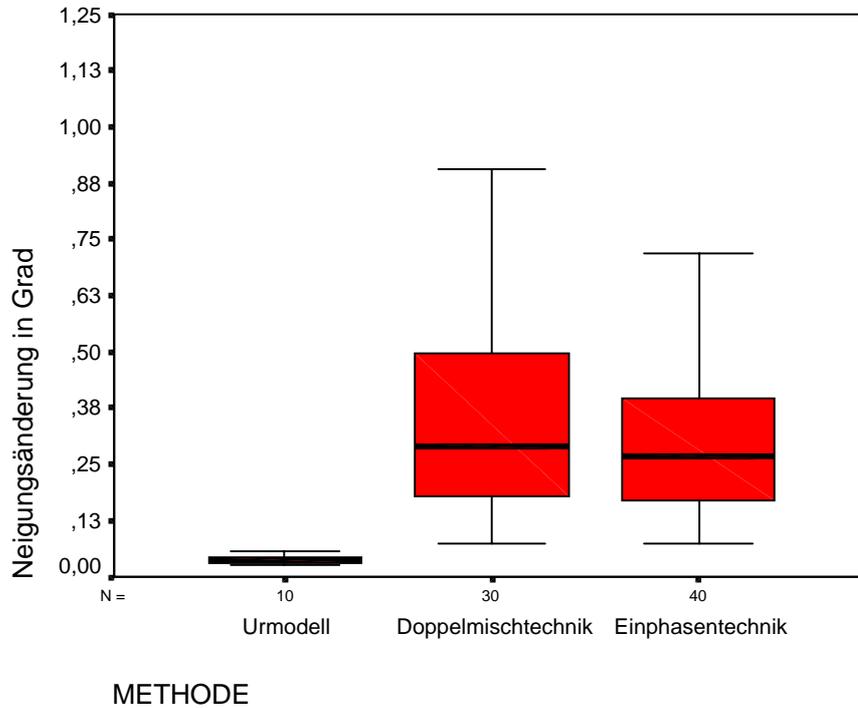
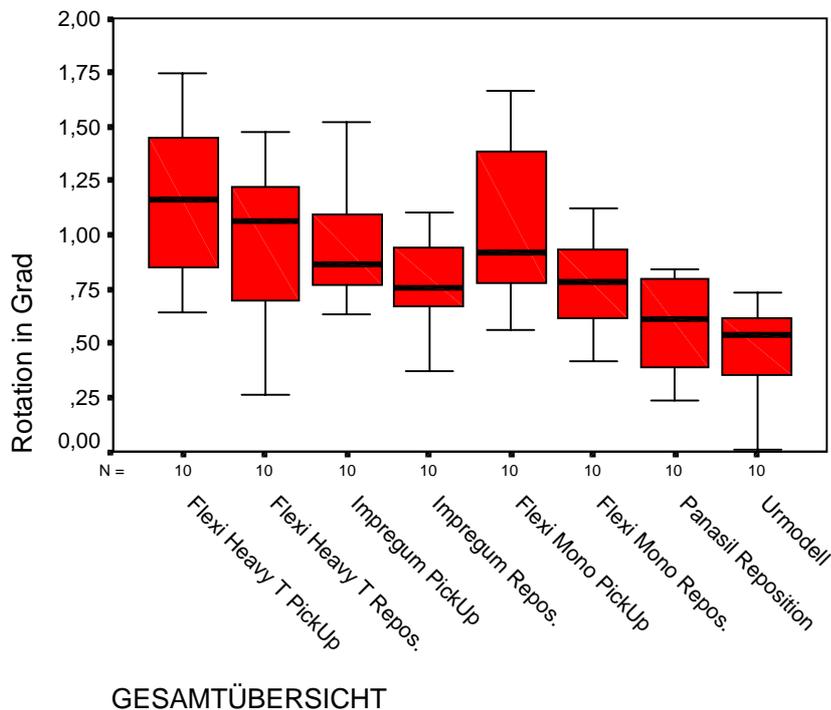


Abb.5.4 Durchschnittlicher Betrag der Neigungsänderung zum Urmodell

Im Vergleich der beiden grundlegenden Abformmethoden (Abb. 5.4) bezüglich ihrer Neigungsbeeinflussung schnitt die Einphasenabformung etwas besser als die Doppelmischabformung ab. Auch die Streuung bei Abformung dieser Technik war geringer als bei Doppelmischmethodik. Zu berücksichtigen war allerdings das Fallzahlverhältnis drei zu vier.

Statistisch konnten Unterschiede beider Methoden nicht gefunden werden, $p > 0,5$.

5.2 Rotationsänderung



GESAMTÜBERSICHT

Abb. 5.5 Durchschnittlicher Betrag der Rotationsänderung zum Urmodell

Wie unter 4.7.1 beschrieben, wurde das Urmodell zehnmal gemessen und dann mit den Werten des Urmodelles verglichen. Dabei wurden jedesmal die Dreieckplättchen entfernt und wieder neu aufgeschraubt. Die Abweichung diesbezüglich stellt die durch Rotation mögliche „fertigungstechnische Toleranz“ des *FRIALIT-2* Implantatsystemes dar und lag bei einem Mittelwert von etwa $0,5^\circ$ pro Implantat.

Die **Gesamtbetrachtung** (Abb. 5.5) zeigte konträr zu der Neigungsänderung geringere Rotationen bezüglich des Urmodelles bei Abformungen mit der Repositions-Technik und *Schreinemakers* Löffeln. Die Pickup-Technik produzierte auffällig größere Rotationen, noch auffälliger, wenn man als Bewertungsgrenze die im System vorhandene fertigungstechnische Toleranz, dargestellt als Median von $0,5^\circ$, zugrunde legt. Besonders gut schnitt die Abformserie Repositions-Technik mit **Panasil putty soft** im *Schreinemakers* Löffel bei Durchführung der Doppelmischtechnik ab, wobei die Gesamtabweichung aller vier Implantate im Bereich des Interquartilabstandes von $0,38 - 0,75^\circ$ lag, was durchschnittlich pro einzeltem Implantat eine Rotation von $0,58^\circ$ bedeutete. Die schlech-

Ergebnisse

testen Ergebnisse lieferte die Kombination von *Flexitime Heavy Tray* mit PickUp-Technik im individuellen Löffel, mit einer Abweichung von ca. 0,85 – 1,45° Interquartilabstand. Auf das einzelne Implantat gerechnet, belief sich die Rotation auf 1,27° und war damit doppelt so groß. Weiterhin auffällig war das schlechte Abschneiden und die große Streuung von *Flexitime Heavy Tray* mit Repositions-Technik.

Ergebnisse des paarweisen Mann-Whitney U-Testes für die einzelnen Serien untereinander:

Panasil Repos	Flexi Heavy T Repos	Flexi Heavy T PickUp	Flexi Mono Repos	Flexi Mono PickUp	Impreg Repos	Impreg PickUp	Rotation
n.S.	*	***	**	***	*	**	Urmodell
	n.S.	**	n.S.	**	n.S.	**	Panasil Repos.
		n.S.	n.S.	n.S.	n.S.	n.S.	Flexi Heavy T Repos
			n.S.	n.S.	n.S.	n.S.	Flexi Heavy T PickUp
				n.S.	n.S.	n.S.	Flexi Mono Repos
					n.S.	n.S.	Flexi Mono PickUp
						n.S.	Impreg Repos

* = p < 0,05 ** = p < 0,01 *** = p < 0,001 n.s. = nicht signifikant

Tab. 5.3 Paarweiser Mann-Whitney U-Test der einzelnen Serien untereinander

Panasil putty soft als Repositions-Technik im *Schreinemakers* Löffeln angewendet war signifikant besser als alle anderen Materialien in Kombinationen mit der PickUp-Technik. Umgekehrt schnitt *Flexitime Heavy Tray* als PickUp-Technik angewendet signifikant schlechter ab als *Panasil putty soft* mit Repositions-Technik aber nicht signifikant schlechter als alle anderen Serien mit Repositions- und PickUp-Technik (Tab. 5.3).

Es wurden wiederum jeweils alle Materialien zusammengefasst, um einen besseren **Vergleich der Techniken** zu ermöglichen.

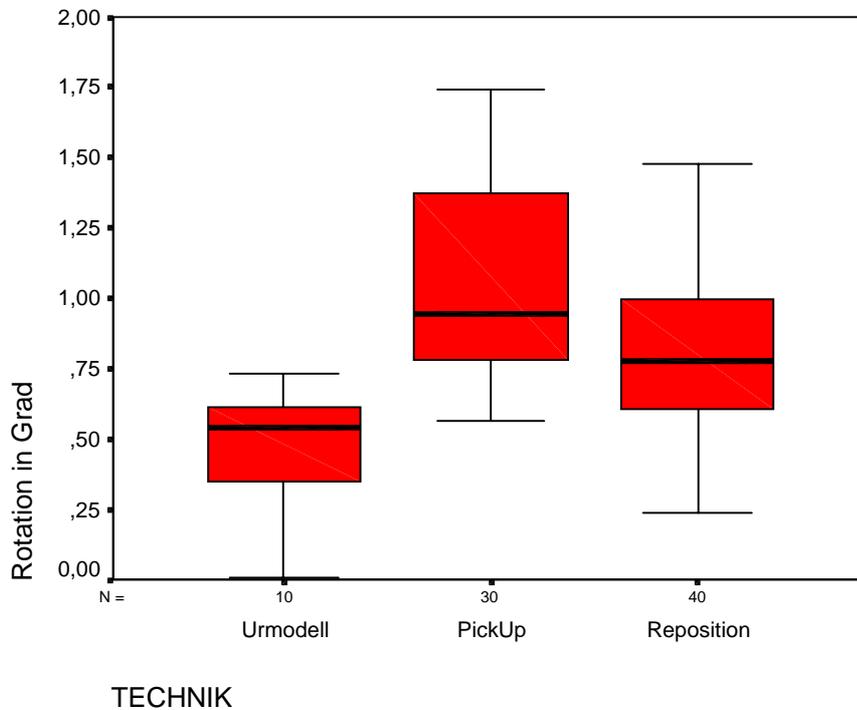


Abb. 5.6 Durchschnittlicher Betrag der Rotationsänderung zum Urmodell

Nach Zusammenfassung der Werte der Abformmaterialien und –methoden (Abb. 5.6) wird die geringere Abweichung der mit Repositions-Technik abgeformten Modelle deutlich. Der Interquartilabstand lag von ca. 0,6 – 1,0 ° mit Median bei 0,76° gegenüber einem Interquartilabstand der PickUp-Technik von ca. 0,77 – 1,38 °. Die Streuung war bei beiden Techniken ähnlich. In einem mit Repositions-Technik abgeformten Modell war das einzelne Implantat im Schnitt gegenüber dem Urmodell um 0,77° rotiert, in einem durch PickUp-Technik gewonnenen Modell um 1,08°.

Das Ergebnis des paarweisen Mann-Whitney U-Testes für die beiden Implantat-abformungstechniken zeigte die Repositions-Technik als die signifikant bessere Technik, $p < 0,01$.

Es wurden jeweils wiederum die Techniken zusammengefasst.

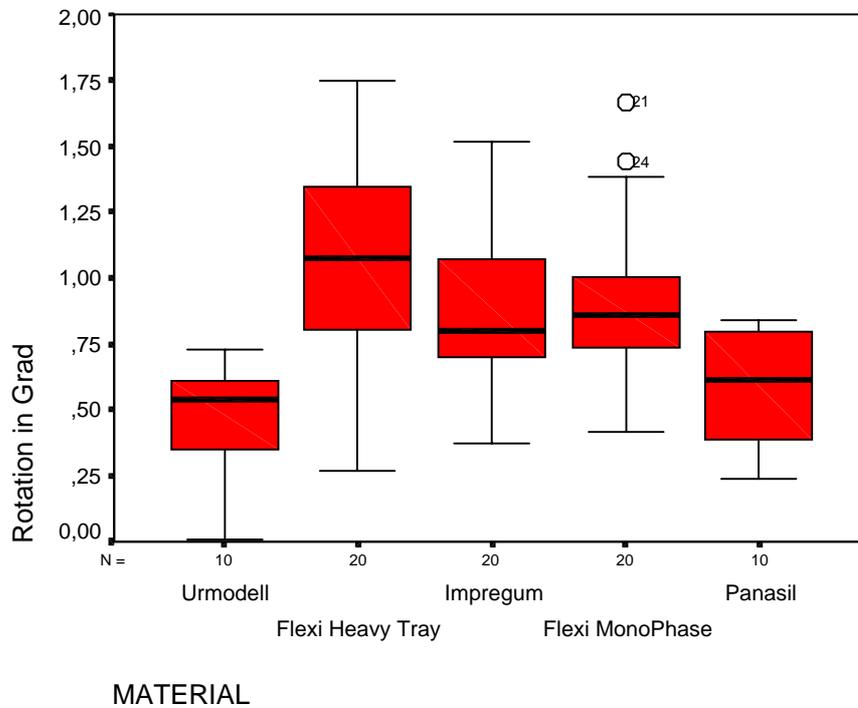


Abb. 5.7 Durchschnittlicher Betrag der Rotationsänderung zum Urmodell

Im **Vergleich der Abformmaterialien** (Abb. 5.7) schnitt *Panasil putty soft* von allen Abformmaterialien am besten ab. Die Diskrepanz war dadurch hervorgehoben, da es nicht in Kombination mit einer PickUp-Technik in die Bewertung einging. Der Median betrug etwa $0,6^\circ$ und lag nahe dem Median der „fertigungstechnischen Toleranz“ des FRIALIT-2 Implantatsystemes. Das einzelne Implantat mit *Panasil putty soft* abgeformt rotierte ca. um $0,6^\circ$, mit *Flexitime Heavy Tray* abgeformt um $1,11^\circ$. Auch hier wurde, wie schon in Abb. 5.3 zusätzlich die große Streuung bei Abformung mit *Flexitime Heavy Tray* gegenüber den anderen Materialien auffällig.

Ergebnisse

Ergebnisse des paarweisen Mann-Whitney U-Testes für die einzelnen Abformmaterialien:

Flexitime Heavy T	Flexitime MonoPhase	Impregum	Rotation
**	*	*	Panasil
	n.s.	n.s.	Flexitime Heavy T
		n.s.	Flexitime MonoPhase

* = $p < 0,05$ ** = $p < 0,01$ *** = $p < 0,001$ n.s. = nicht signifikant

Tab. 5.4 Paarweiser Mann-Whitney U-Test der einzelnen Abformmaterialien untereinander

In Tabelle 5.4 ist belegt, dass die Abformserie mit *Panasil putty soft* signifikant bessere Ergebnisse lieferte, als Abformungen mit *Flexitime Heavy Tray*, *Flexitime MonoPhase* oder *Impregum Penta*. Ein signifikanter Unterschied zwischen den drei zuletzt genannten Materialien konnte nicht gefunden werden, $p > 0,5$.

Zusätzlich wurde wiederum ein **Vergleich Einphasen- und Doppelmischtechnik** graphisch dargestellt, wobei Materialien und Implantatabformungstechniken zusammengefasst wurden.

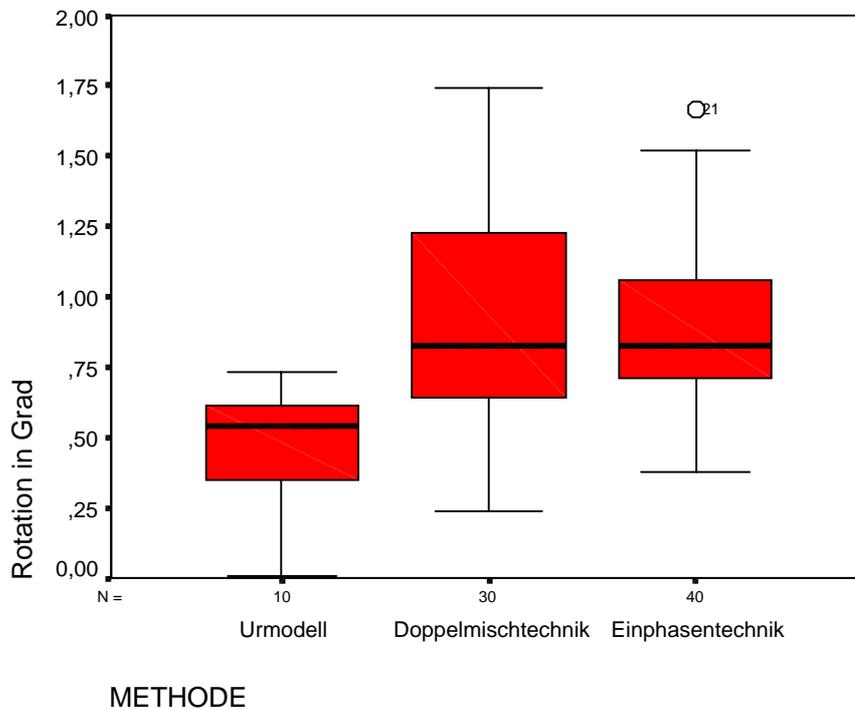


Abb. 5.8 Durchschnittlicher Betrag der Rotationsänderung zum Urmodell

Beim Vergleich der beiden grundlegenden Abformmethoden (Abb. 5.8) bezüglich ihrem Einfluss auf die Rotation schnitt die Einphasenabformung auf Grund geringerer Streuung besser als die Doppelmischabformung ab. Dies war durch einen etwa halb so großen Interquartilabstand bei Abformung dieser Technik zu ersehen. Die Medianwerte beider Methoden lagen etwa bei $0,83^\circ$. Zu berücksichtigen ist wiederum das Fallzahlverhältnis drei zu vier.

Statistisch konnten keine signifikanten Unterschiede beider Methoden gefunden werden, $p > 0,5$.

5.3 Dreidimensionale Streckenänderung

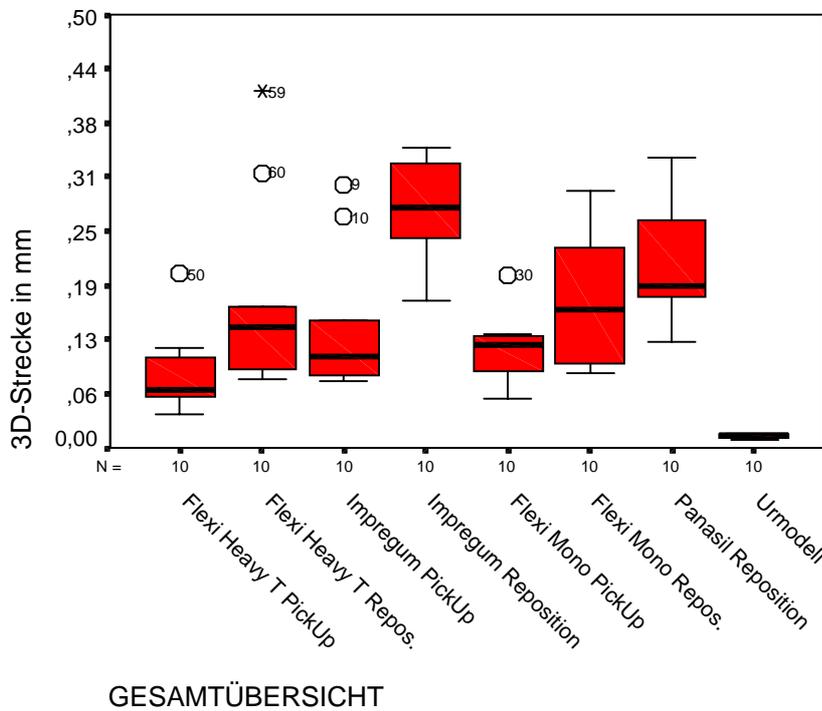


Abb. 5.9 Durchschnittlicher Betrag der 3D-Streckenänderung

Wie unter 4.7.1 beschrieben, wurde das Urmodell zehnmal gemessen, während man jedesmal die Dreieckplättchen entfernte und wieder neu aufschraubte. Die ermittelte Abweichung, stellte jene sich durch die „fertigungstechnische Toleranz“ des *FRIALIT-2* Implantatsystemes ergebende Abweichung dar und war mit ca. 5 μm für das einzelne Implantat zu vernachlässigen.

Bei der **Gesamtbetrachtung** (Abb. 5.9) fielen die geringeren Abweichungen vom Urmodell bei Serien der PickUp-Technik mit individuellen Löffel im Vergleich zu den Serien der Repositions-Technik auf. Wie auch schon bei der Neigungsänderung verzeichnet, schnitt die Abformserie der **PickUp-Technik mit Flexitime Heavy Tray** bei Durchführung der Heavy body wash-Technik mit individuellen Löffel besonders gut ab. Die Abweichung eines durchschnittlichen Implantates lag im Bereich des Interquartilabstandes von 0,056 – 0,088 mm. Im Durchschnitt entsprach dies 57 μm Änderung der Position des Einzelimplantates. Die schlechtesten Ergebnisse lieferte die Kombination von *Impregum Penta* mit Repositions-Technik und *Schreinemakers* Löffel,

Ergebnisse

bei der die Abweichung sich durch einen Interquartilabstand zwischen 0,235 und 0,335 mm auszeichnete und damit mehr als dreimal so groß war. Das einzelne Implantat war in Schnitt einer Verschiebung von 248 µm ausgesetzt. Weiterhin fiel die große Streuung von *Flexitime MonoPhase* mit Repositions-Technik auf.

Ergebnisse des paarweisen Mann-Whitney U-Testes für die einzelnen Serien untereinander:

Panasil Repos	Flexi Heavy T Repos	Flexi Heavy T PickUp	Flexi Mono Repos	Flexi Mono PickUp	Impreg Repos	Impreg PickUp	Strecke
n.S.	*	***	*	***	*	**	Urmodell
	*	**	n.S.	**	n.S.	**	Panasil Repos.
		n.S.	n.S.	n.S.	n.S.	n.S.	Flexi Heavy T Repos
			*	n.S.	*	n.S.	Flexi Heavy T PickUp
				n.S.	n.S.	n.S.	Flexi Mono Repos
					n.S.	n.S.	Flexi Mono PickUp
						n.S.	Impreg Repos

* = p < 0,05

** = p < 0,01

*** = p < 0,001

n.S. = nicht signifikant

Tab. 5.5 Paarweiser Mann-Whitney U-Test der einzelnen Serien untereinander

Impregum Penta mit der Repositions-Technik und *Schreinemakers* Löffel schnitt insgesamt nicht signifikant schlechter ab als alle anderen Serien. *Flexitime Heavy Tray* als PickUp-Technik im individuellen Löffel erzielte keine signifikant besseren Ergebnisse als als

Ergebnisse

Repositions-Technik angewendet, jedoch signifikant bessere Ergebnisse als alle anderen Materialien in Kombinationen mit der Repositions-Technik (Tab. 5.5).

Ergebnisse

Es wurden wiederum jeweils alle Materialien zusammengefasst, um einen besseren **Vergleich der Techniken** zu ermöglichen.

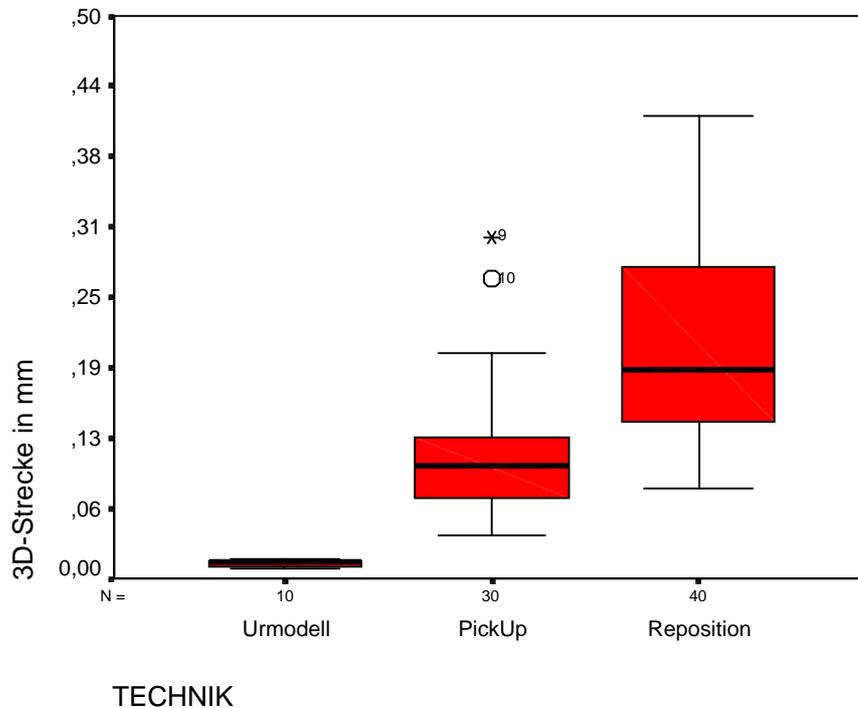


Abb. 5.10 Durchschnittlicher Betrag der 3D-Streckenänderung

Nach Zusammenfassung der Werte der Abformmaterialien und -methoden (Abb. 5.10) wird die geringere Abweichung der mit der PickUp-Technik abgeformten Modelle besonders deutlich. Der Interquartilabstand lag von ca. 0,068 – 0,125 mm. Das einzelne Implantat eines mittels der PickUp-Technik gewonnenen Modelles wurde durchschnittlich um 90 μm verschoben, das der Repositions-Technik um 177 μm . Insbesondere waren die Werte der PickUp-Technik gegenüber der Repositions-Technik geringer gestreut.

Das Ergebnis des paarweisen Mann-Whitney U-Testes für die beiden Implantatabformungstechniken wies die PickUp-Technik als die signifikant bessere Technik aus, $p < 0,001$.

Es wurden jeweils wiederum die Techniken zusammengefasst.

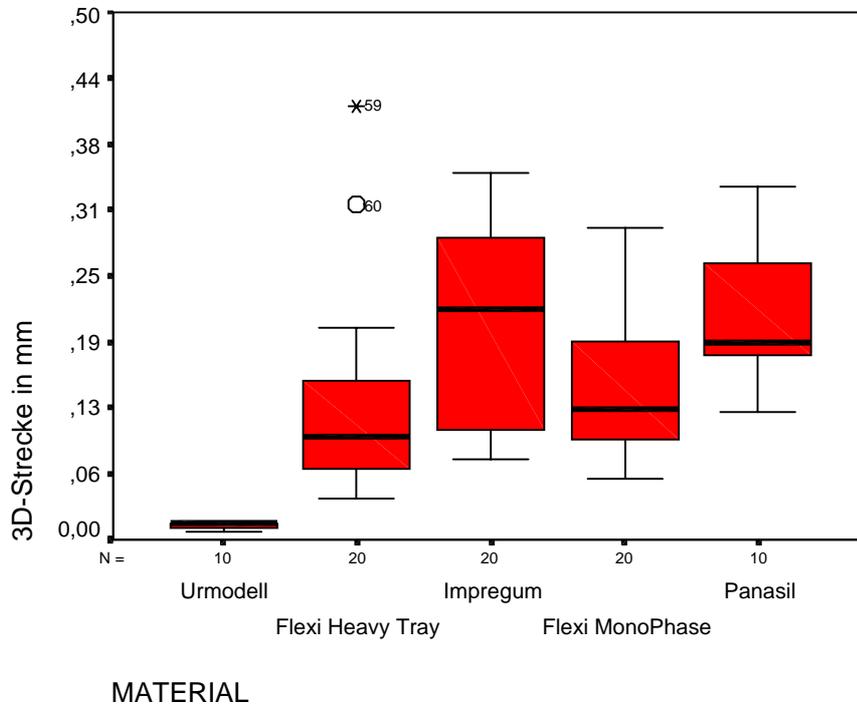


Abb. 5.11 Durchschnittlicher Betrag der 3D-Streckenänderung

Im **Vergleich der Abformmaterialien** (Abb. 5.11) zeigte *Flexitime Heavy Tray* die besten Ergebnisse mit einem Interquartilabstand zwischen 0,063 und 0,15 mm. Wie in Abb.5.9 lieferte *Impregum Penta* die schlechtesten Ergebnisse, ersichtlich durch einen Interquartilabstand zwischen 0,103 und 0,28 mm, Median von 0,227 mm und ca. 183 μ m durchschnittlicher Verschiebung des einzelnen Implantates. Da *Panasil putty soft* nur als Serie mit der Repositions-Technik vorlag, war eine Bewertung nicht objektiv.

Ergebnisse

Ergebnisse des paarweisen Mann-Whitney U-Testes für die einzelnen Abformmaterialien

Flexitime Heavy T	Flexitime MonoPhase	Impregum	Strecke
**	**	n.s.	Panasil
	n.s.	*	Flexitime Heavy T
		n.s.	Flexitime MonoPhase

* = $p < 0,05$

** = $p < 0,01$

*** = $p < 0,001$

n.s. = nicht signifikant

Tab. 5.6 Paarweiser Mann-Whitney U-Test der einzelnen Abformmaterialien untereinander

Tabelle 5.6 belegt die Abformung mit *Flexitime Heavy Tray* als signifikant besser gegenüber den Abformungen mit den Materialien *Panasil putty soft* und *Impregum Penta*. *Impregum Penta* zeigte keine signifikant schlechteren Ergebnisse als *Flexitime MonoPhase* und *Panasil putty soft*.

Zusätzlich wurde wiederum ein **Vergleich Einphasen- und Doppelmischtechnik** graphisch dargestellt, wobei Materialien und Implantatabformungstechniken zusammengefasst wurden.

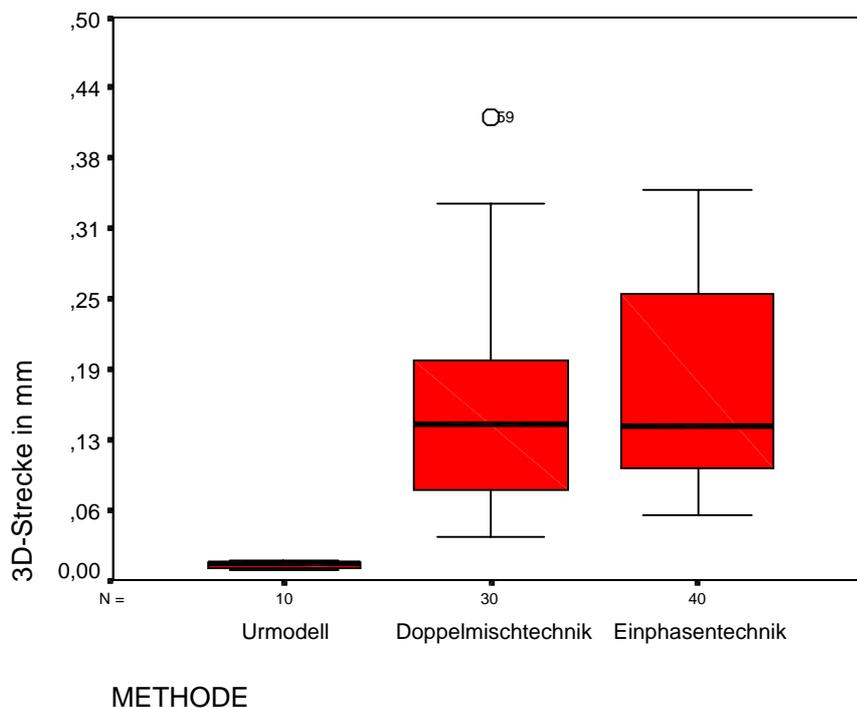


Abb. 5.12 Durchschnittlicher Betrag der 3D-Streckenänderung

Im Vergleich der beiden grundlegenden Abformmethoden (Abb. 5.12) bezüglich ihrem Einfluss auf die Gesamtstrecke wies die Doppelmischabformung eine etwas geringere Streuung der Werte als die Einphasenabformung auf. Die Medianwerte beider Methoden lagen etwa bei 0,15 mm.

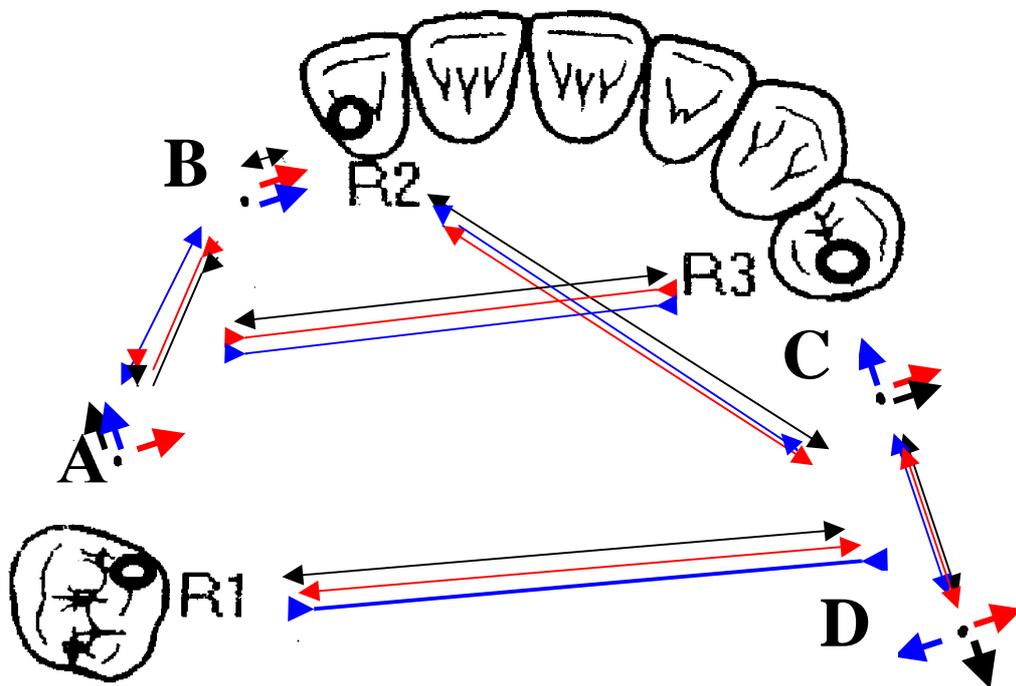
Statistisch konnten keine signifikanten Unterschiede beider Methoden gefunden werden, $p > 0,5$.

5.4 Zwischenimplantatabstände und Abstände zu Referenzpunkten

Zusätzlich zur Darstellung der Beträge der dreidimensionalen Streckenänderung als Boxplot-Diagramme wurden **einzelne mit der 3D-Verschiebung korrelierende Strecken** respektive als Differenz von den analogen Strecken des Urmodelles betrachtet. Positive Werte stellten Vergrößerungen, negative Werte Verkleinerungen der jeweiligen Strecke dar.

Es zeigte sich, dass die Veränderung der Distanzen zwischen den Referenzpunkten R1, R2 und R3 zueinander im Verhältnis um etwa um den Faktor 5 kleiner waren als die Distanzen der Implantatachsenmittelpunkte A, B, C, und D zu den Referenzpunkten R1, R2, und R3. In einer graphischen Darstellung soll die Richtung der Positionsänderung der Implantatachsenmittelpunkte und die Größenänderung einiger ausgewählter Strecken beschrieben werden. Der Übersichtlichkeit halber sind als Strecken die Abstände der Implantatmittelpunkte A, B von R3, C, D von R1 und C, D von R2 aufgeführt. Zusätzlich der Abstand zwischen den Implantatmittelpunkten A, B und C, D.

Folgend eine Schemazeichnung dieser Veränderungen bei Anwendung der PickUp-Technik vereinfachend innerhalb der x, y- Ebene dargestellt.



Richtung der 3D-Verschiebung für

Flexitime Heavy Tray:



Impregum Penta:



Flexitime MonoPhase:



Vergrößerung der Strecke:



Verkleinerung der Strecke:



Abb. 5.13 Schematische Darstellung der Verschiebung der Implantatmittelpunkte und Streckenveränderungen bei **Anwendung der PickUp-Technik**

Implantatmittelpunkt A (Abb. 5.13) wanderte bei Anwendung der Materialien *Flexitime MonoPhase* und *Impregum Penta* mehr nach bukkal bzw. anterior palatinal als Implantatmittelpunkt B nach anterior, so dass sich der Abstand der als in einer zahnbegrenzten Lücke angeordneten Implantate 16 und 13 verkleinerte. Implantatmittelpunkt C wanderte bei den genannten Materialien hauptsächlich nach bukkal und Implantatmittelpunkt D nach bukkal und posterior, so dass die Zwischendistanz der auf

einem Freundsattel angeordneten Implantate 25 und 27 und die Abstände zu den Punkten R1 und R2 sich bei diesen Serien vergrößerten.

Der Abstand der Implantate 16 und 13 verkleinerte sich im Schnitt bei den Materialien *Flexitime MonoPhase* um 71 µm (0,5 % lin.) und *Impregum Penta* um 90 µm (0,65 % lin.).

Der Abstand der Implantate 25 und 27 vergrößerte sich im Schnitt bei den Materialien *Flexitime MonoPhase* um 77 µm (0,49 % lin.) und *Impregum Penta* um 62 µm (0,39 % lin.).

Gegensätzliche Ergebnisse waren bei Anwendung von *Flexitime Heavy Tray* zu beobachten. Der Abstand der Implantate 16 und 13 vergrößerte sich um 43 µm (0,30 % lin.), wobei Implantatmittelpunkt A nach bukkal posterior und Implantatmittelpunkt B auf Punkt R2 zu verschoben wurde. Der Abstand der Implantate 25 und 27 zeigte ebenso durchschnittlich Vergrößerung um 0,32 % lin., wobei sich aber Implantatmittelpunkt C in Richtung anterior, Implantatmittelpunkt D in Richtung palatinal verschob und sich die Distanzen zu R1 und R2 verkleinerten.

distanz der Implantatmittelpunkte C und D bei Vergrößerung der Abstände zu den Referenzpunkten R1 und R2. Die größte Übereinstimmung in ihrem Bild der Verschiebung zeigten die Materialien *Flexitime MonoPhase* und *Impregum Penta*. Betrachtet man die Richtung der Verschiebung der einzelnen Implantatmittelpunkte, verhält sich Implantatmittelpunkt B in Abhängigkeit der vier verschiedenen Materialien am uneinheitlichsten.

Der Abstand der Implantate 16 und 13 verkleinerte sich bei den Materialien *Flexitime Heavy Tray* im Schnitt um 71 μm (0,5 % lin.), bei *Flexitime MonoPhase* um 81 μm (0,57 % lin.), *Panasil putty soft* um 116 μm (0,81 % lin.) und *Impregum Penta* um 174 μm (1,22 % lin.).

Der Abstand der Implantate 25 und 27 vergrößerte sich bei den Materialien *Flexitime Heavy Tray* im Schnitt um 88 μm (0,56 % lin.), bei *Flexitime MonoPhase* und *Impregum Penta* um 100 μm (0,63 % lin.) und bei *Panasil putty soft* um 121 μm (0,76 % lin.).

Die graphische Darstellung als Boxplot-Diagramme für jedes einzelne Implantat 16, 13, 25 und 27 bezüglich Neigung, Rotation und Gesamtstrecke ist im Anhang eingefügt.

6. Diskussion

Eine unpräzise Passung der Suprakonstruktion einer Implantatarbeit kann sowohl mechanische als auch biologische Komplikationen nach sich ziehen, die den Langzeiterfolg in der Funktionsphase negativ beeinflussen und damit auch gefährden können. Anzeichen hierfür wären wiederkehrende Lockerungen von Schrauben, Frakturen von Teilen der Suprakonstruktion und der Implantate oder infektiöse Prozesse des periimplantären Bereiches bis hin zum Verlust der Osseointegration [2,11,40]. Ein die Mundsituation präzise wiedergebendes Meistermodell ist demzufolge die Grundvoraussetzung für präzises Arbeiten. Es werden hierfür nicht wie bei herkömmlichen Abformungen die Implantate direkt, sondern als Hilfsmittel aufgeschraubte Übertragungsaufbauten abgeformt [2].

Das Thema dieser Studie, ein Vergleich hinsichtlich der Dimensionsgenauigkeit beider „unverbundenen“ Techniken, der PickUp-Technik und der Repositions-Technik, bei Verwendung industriell vorgefertigter Transfer-Kappen und verschiedener Abformmaterialien, wurde in der Literatur bisher nur unvollständig beschrieben.

Bei der Anwendung beider Techniken waren wie erwartet für Neigung, Rotation und 3D-Verschiebung Veränderungen der Implantatposition gegenüber dem Urmodell zu verzeichnen. Diese Ergebnisse sind mit Ausnahmen durchwegs positiv zu bewerten. Zu ähnlich positivem Schluß kamen auch *Herbst und Mitarbeiter* [17] in ihrer Arbeit.

Das Urmodell entsprach der Form eines teilbezahnten Oberkiefers mit vier angebrachten Modellimplantaten. Die meisten Autoren der Literatur verwendeten für ihre Untersuchungen unbezahnte Modelle wie z. B. *Lorenzoni und Mitarbeiter* [28] bzw. Prüfkörper aus Metall wie *Assif und Mitarbeiter* [2], oder Gips mit eingebrachten Implantaten als Urmodell wie *Burawi und Mitarbeiter* [11] und *Wee und Mitarbeiter* [47], so dass eine direkte Vergleichbarkeit der Ergebnisse nur begrenzt möglich erscheint. *Lehmann und Lindemann* [26] stellen zu bedenken, dass Dimensionsänderungen an Prüfkörpern nicht unbedingt auf ein Kiefermodell zu übertragen seien. Abweichungen der

Implantatposition gegenüber dem Urmodell wurden von diversen Autoren in der Literatur beschrieben [2,3,4,11,17,19,20,21,28,43,46,47]

Ein weiterer Bestandteil der vorliegenden Studie zusätzlich zur Bedeutung der Implantatabformungstechnik lag in der Untersuchung des Einflusses der Abformmaterialien auf das Abformungsergebnis. Hier lag besonderes Augenmerk auf erst kürzlich neu auf dem Dentalmarkt angesiedelte Produkte wie *Flexitime MonoPhase* und *Flexitime Heavy Tray*, im Vergleich zu schon sehr lange angewendeten Materialien wie *Panasil putty soft* und *Impregum Penta*. Also ein Vergleich dreier A-Silikone und einem Polyethergummi.

6.1 Diskussion der Neigungsänderung

Eine Neigungsänderung der Implantatachse des einzelnen Implantates wurde bei beiden untersuchten Implantatabformungstechniken auffällig. Diese war aber bezüglich des Urmodelles bei Abformungen mit der PickUp-Technik signifikant geringer als bei Abformungen mit der Repositions-Technik. So zeigten die mittels der Repositions-Technik gewonnenen Modelle eine dreimal größere Abweichung. In Zahlen ausgedrückt durchschnittlich $0,16^\circ$ bei Modellen der PickUp-Technik gegenüber $0,41^\circ$ bei Modellen der Repositions-Technik. *Lorenzoni und Mitarbeiter* [28] bestätigten in ihrer Studie zur Bewertung der Repositions-Technik mit und ohne Verwendung einer *FRIALIT-2* TransferCap diese Abweichung mit $0,43^\circ \pm 0,4$.

Prinzipielle Anerkennung fanden diese Ergebnisse auch in der Arbeit von *Assif und Mitarbeitern* [2], die drei Implantatabformungstechniken miteinander verglichen, die PickUp-Technik in Kombination Acrylharzverbund bei Anwendung mit Alginate und Polyether als Abformmasse, die PickUp-Technik ohne Acrylharzverbund mit *Impregum* als Abformmaterial und die Repositions-Technik mit A-Silikon. Es wurde die passive Passgenauigkeit einer Suprakonstruktion auf allen resultierenden Modellen von zwei Beobachtern manuell hinsichtlich möglicher klinischer Passung geprüft und anschließend der Abstand zwischen lockerer und aufgeschraubter Passung mikroskopisch ermittelt. *Assif und Mitarbeiter* stellten die Verwendung einer Acrylkunststoffschiene der Übertragungsaufbauten als den auffälligsten positiven Faktor bei der Herstellung von genauen Modellen heraus, ermittelten aber bei isolierter Betrachtung der unverbundenen Techniken die PickUp-Technik als die vorteilhaftere. Sie sahen die Repositions-Technik als das ungenaueste Abformverfahren an. Bei den schlechtesten Modellen wurden Pfeiler-Gerüst-Abstände bis zu $100 \mu\text{m}$ und „schräg stehende Pfeiler“ beobachtet.

Die in der vorliegenden Studie ermittelte ausgeprägtere Neigungsänderung der Implantatachse bei Anwendung der Repositions-Technik lässt sich ursächlich anhand der Durchführung der Repositions-Technik erklären.

Wie in Teil 3 und 4 beschrieben, verblieben nach dem Entfernen der Abformung die Transfer-Kappen in der Abformung und die Übertragungsaufbauten auf den Implantaten

des Modelles. Die losgeschraubten Übertragungsaufbauten wurden in einem zweiten Schritt mit Laborimplantaten versehen und darauf in der Abformung reponiert. Abhängig von der Sorgfalt führte dieses „Reponieren“ durch den manuellen Druck zu einer Deformation der Abformmasse und zu einer Veränderung der Transferkappen-Position in der Abformung. Wie unter 3.4.1 bemerkt, zeigen gummielastische Materialien kein ideal-elastisches Verhalten, indem ein Deformationsrest durch verbliebene plastische Anteile bestehenbleibt [29,34,35]. Eine elastische Rückstellung erfolgte nicht vollständig, so dass es zu den beschriebenen Veränderungen kam. Ebenfalls ist an eine eventuell nicht vollständige Reposition des Übertragungsaufbaues mit der zugehörigen Transferkappe zu denken, deren exakte Passung zueinander in der Abformung nicht mehr zu überprüfen ist.

6.2 Diskussion der Rotationsänderung

Eine Rotation der Implantatachse des einzelnen Implantates kam besonders bei den mittels der PickUp-Technik gewonnenen Modellen zur Beobachtung. Die Größenordnung für ein einzelnes Implantat betrug für die PickUp-Technik durchschnittlich $1,08^\circ$ gegenüber $0,77^\circ$ für die Repositions-Technik, die sich damit bei isolierter Betrachtung der Rotation als die signifikant bessere Technik erwies. Als „fertigungstechnische Toleranz“ des *FRIALIT-2* Implantatsystemes wurde $0,5^\circ$ pro Implantat ermittelt.

Diese Ergebnisse fanden einerseits Bestätigung in der Studie von *Lorenzoni und Mitarbeitern* [28], die ebenfalls eine Rotation des einzelnen Implantates bei Anwendung der Repositions-Technik sowohl mit als auch ohne einer *FRIALIT-2* TransferCap verzeichneten. Andererseits ermittelten sie aber von vorliegender Studie abweichende Werte von $0,2^\circ \pm 0,04$ mit und $3,4^\circ \pm 0,7$ ohne *FRIALIT-2* TransferCap.

Vigolo und Mitarbeiter [46] zeigten eine sich durch Abformung mittels der PickUp-Technik und herkömmlichen Übertragungsaufbauten ergebende Rotation eines Implantates mit Außensechskant auf und wiesen eine Verbesserung der Abformungsgenauigkeit durch aufräuhende Modifikationen der Übertragungsaufbauten nach. Sie verwendeten Winkel zwischen Schlifffacetten und Außenflächen des Sechskantes, so dass

ein direkter Vergleich der Werte mit den vorliegenden Werten der Rotation um den Implantatmittelpunkt nicht möglich ist.

Alle ermittelten Werte der Rotation der einzelnen Implantate 16, 13, 25 und 27 hatten einen negativen Betrag, was der vorgenommenen Drehrichtung im Uhrzeigersinn bei der Verbindung der Modellimplantate mit den Übertragungsaufbauten zuzuordnen war.

Ursächlich ist hierfür eher an einen verfahrensbedingten Fehler als an einen Mangel an Genauigkeit seitens der Abformmaterialien zu denken. Wie bereits unter 4.1.1 beschrieben, wurden vor dem Entfernen der Abformung die aus den Aussparungen des individuellen Löffels herausragenden Verbindungsschrauben gelöst, so dass nach dem Entfernen der Abformung Transfer-Kappen mit den Übertragungsaufbauten in der Abformung verblieben. Falls eine Verbindungsschraube nicht völlig vom Implantat getrennt wurde, bestand bei Versuchen, die Abformung zu entfernen, die Gefahr der Verlagerung der Einheit aus Transferkappe und Übertragungsaufbau in der Abformung. Weiterhin wurden die Laborimplantate auf die in der Abformung befindlichen Übertragungsaufbauten gesteckt und mit den Verbindungsschrauben zueinander befestigt. Nach dem Erreichen der Endposition führte diese Drehung der Verbindungsschraube zu einem gewissen „Überdrehen“. Das resultierende Drehmoment übertrug sich auf die gesamte Einheit aus Transferkappe und Übertragungsaufbau und führte bei nicht völlig elastischem Abformmaterial oder bei einem Überschreiten der Abscherungskräfte zu einer Rotation dieser Einheit in der Abformung. Eine elastische Rückstellung erfolgte nicht vollständig, so dass es zu den beschriebenen Veränderungen kam.

Auch *Burawi und Mitarbeiter* [11] schlossen auf Grund von ermittelten anterioren-posterioren Diskrepanzen bei Ihrer Untersuchung der PickUp-Technik in Kombination mit Acrylharzschienung der Übertragungsaufbauten und der Repositions-Technik mit Kunststofftransfer-Kappen bei Anwendung der PickUp-Technik auf eine Rotation der Modellimplantate im Uhrzeigersinn. Sie waren ebenfalls der Meinung, die Ursache hierfür sei in der Kraft der Drehung an der verbindenden Schraube zum Modellimplantat zu suchen. In der Untersuchung von *Hsu und Mitarbeitern* [19] wurde dagegen keine Rotation der Implantate auffällig. Sie favorisierten die PickUp-Technik ohne verbundene

Übertragungsaufbauten und waren der Meinung, dass Abformmaterialien wie Polyether ideale Eigenschaften mit sich brächten, wie exzellente Widerstandskraft gegenüber permanenter Deformation, hohe Druckstabilität und initiale Reissfestigkeit, um mit ausreichender Steifigkeit einer Rotation entgegenzuwirken.

6.3 Diskussion der dreidimensionale Verschiebung

Ähnlich wie bei der Betrachtung der Neigungsänderung zeigte sich hinsichtlich der gemessenen Werte für die 3D-Verschiebung die PickUp-Technik der Repositions-Technik überlegen. In Zahlen entsprach dies bei der besten Abformserie einer Verschiebung des Einzelimplantates von 57 μm . Bei Betrachtung aller Abformserien mittels PickUp-Technik betrug die durchschnittliche 3D-Verschiebung eines einzelnen Implantates 90 μm im Vergleich zu Serien mit Repositions-Technik, in denen die Verschiebung durchschnittlich 177 μm ausmachte.

Diese Ergebnisse lagen für die Repositions-Technik in Übereinstimmung mit denen in der Studie von *Lorenzoni und Mitarbeitern* [28] ermittelten Ergebnisse. Sie bezifferten die 3D-Verschiebung des Einzelimplantates mit 133 μm . Auch *Spector und Mitarbeiter* [43] beschrieben bei Anwendung der Repositions-Technik mit einem A-Silikon Werte von 80 bis 250 μm .

Auffällig für alle Abformserien war wie unter 5.4 ersichtlich eine Vergrößerung der Distanz zwischen den auf einem Freundsattel angeordneten Implantaten. Bei Anwendung der PickUp-Technik wurden Abweichungen zwischen 0,32 % und 0,49 % linear ermittelt. Im Gegensatz dazu verkleinerte sich der Abstand der in einer zahnbegrenzten Lücke angeordneten Implantate 16 und 13 mit Ausnahme einer Abformserie der PickUp-Technik stets und veränderte sich zwischen 0,5 % und 0,65 % linear. Ursächlich lässt sich durch die Zahnbegrenzung eine Beeinflussung des Schrumpfungsverhaltens während der Abbindekontraktion der Abformmaterialien erkennen. Hinsichtlich der Wanderungsrichtung der einzelnen Implantate war keine Gesetzmäßigkeit abzuleiten. Die Zwischenimplantatabstände waren auch Bestandteil der Studie von *Hsu und Mitarbeitern*

[19], die eine Vergrößerung des Zwischenimplantatabstandes zweier anterior lokalisierten Implantate in der Horizontalen mit 0,24 % linear bzw. 55 µm angaben.

Die Ergebnisse der Repositions-Technik waren in einem Rahmen für das untersuchte A-Silikon mit 0,5 % linear und für das am meisten abweichende Material - Polyethergummi - mit 1,22 % linear angeordnet. *Burawi und Mitarbeiter* [11] beschrieben bei angewandeter Repositions-Technik bezüglich der Veränderung der Zwischenimplantatabstände ganz ähnliche Größenordnungen. Je nach Lokalisation der Implantate traten Werte zwischen 0,59% und 0,73 % linear auf. Die absoluten Werte wurden aber mit 21 bis 52 µm angegeben und lagen deutlich unter den ermittelten Werten vorliegender Studie. Dies ist zum Teil damit zu erklären, dass die Werte von *Burawi und Mitarbeiter* nur eine Verschiebung in x-Richtung beinhalteten. *Herbst und Mitarbeiter* [17] erhielten sehr geringe lineare Veränderungen, nämlich 0,12 % linear nach angewandter Repositions-Technik und im Schnitt 0,31 % linear für Veränderungen der Abstände bei Anwendung der PickUp-Technik. Die Werte der PickUp-Technik entsprechen denen bei dieser Arbeit ermittelten, sind aber in Bezug auf die allgemeine Aussage nach der Überlegenheit der PickUp-Technik konträr zu sehen.

Zusammenfassend konnte hinsichtlich der Ergebnisse keine Korrelation zwischen Streckenänderung und Richtung wie in einer Studie von *Biffar und Pfaller* [6,7] für bezahnte Modelle hergestellt werden. *Biffar und Pfaller* gaben für A-Silikone und Polyether jeweils in sagittaler Richtung eine Verkürzung der Strecken, in der diagonalen und transversalen eine Verlängerung der Strecken an.

Ursächlich für eine Vergrößerung der Dimension ist einmal die Expansion des Gipses um 0,1 bis maximal 0,15 % linear für den verwendeten Typ IV Superhartgips zu nennen [14]. Diese Begebenheit beeinflusst allerdings alle Abformserien in nahezu gleicher Weise. Auch die multiplen Volumenveränderungen wie Abbindekontraktion und thermische Schrumpfung der Abformmaterialien führen zu einer Dimensionsvergrößerung der resultierenden Modelle [52,53]. Durch den festen Verbund des Abformmaterials mit der Löffelwand wird das Material gezwungen, auf den Löffel aufzuschrumpfen und bedingt so eine Vergrößerung der Hohlform [30]. Die gefundenen Modellabweichungen liegen

auch in dem unterschiedlichen Rückstellungsvermögen der einzelnen Materialien begründet.

Nach Herstellerangaben werden die Dimensionsveränderungen für die verschiedenen Abformmaterialien folgendermaßen angegeben; die Kombination *Panasil putty soft* mit *Panasil contact plus* bis 0,25 % linear, für *Impregum Penta* bis 0,3 % linear, für *Flexitime MonoPhase* bis 0,20 % linear und die Kombination *Flexitime Heavy Tray* bis 0,18 % linear mit *Flexitime Correct Flow* bis 0,11 % linear.

6.4 Diskussion der Abformmaterialien

Bei Betrachtung der Neigungsänderung überwog prinzipiell der Einfluss der Abformungstechnik dem Einfluss der Abformmaterialien. Dies wurde besonders durch die Tatsache deutlich, dass die besten Ergebnisse mit dem Material *Flexitime Heavy Tray* mittels der PickUp-Technik zu erzielen waren und gleichzeitig als Repositions-Technik angewendet die schlechtesten Ergebnisse erbrachte. Ein ähnliches Bild (Abb.5.1 und 5.3) war auch mit den Materialien *Flexitime MonoPhase* und *Impregum Penta* zu erreichen. Bei Anwendung des A-Silikones *Flexitime Heavy Tray* zeigte sich gegenüber dem A-Silikon *Flexitime MonoPhase* und dem Polyethergummi *Impregum Penta* nur eine geringe Verbesserung des Abformungsergebnisses. Somit müsste bei Anwendung der PickUp-Technik zur Vermeidung eines möglichen Neigungsfehlers der Implantatachse der Auswahl zwischen A-Silikon und Polyethergummi nicht übermäßige Aufmerksamkeit geschenkt werden. Auch *Assif und Mitarbeiter* [2] stellten bei ihren Ausführungen besonders die Gewichtung des Abformungsverfahrens hervor. Als Auswahlkriterien des geeigneten Abformmaterials schlugen sie Faktoren wie Registrierung des Weichgewebes, Materialstabilität und Wohlbehagen für den Patienten vor.

Zieht man die Vermeidung einer möglichen Rotation als Bewertungskriterium heran, ergaben die Anwendung von *Panasil putty soft* gefolgt von *Impregum Penta* als Repositions-Technik die geringste Rotation der einzelnen Implantate. Die Kombination

aus dem A-Silikon *Flexitime Heavy Tray* und der PickUp-Technik produzierte zwar bei Betrachtung der Neigung die besten Ergebnisse, lieferte aber von allen durchgeführten Abformserien die größte Rotation. Die Ursache für das gute Abschneiden der Materialien *Panasil putty soft* und *Impregum Penta* ist wohl wie bereits *Hsu und Mitarbeitern* [19] bemerkten, in der exzellenten Widerstandskraft gegenüber permanenter Deformation und der damit ausreichenden Starrheit einer Rotation entgegenzuwirken, zu erklären.

Die Ergebnisse der Auswirkungen auf die 3D-Verschiebung kamen dem Bild des Einflusses auf die Neigung sehr nahe. Die PickUp-Technik angewendet mit allen drei Materialien *Flexitime Heavy Tray*, *Impregum Penta* und *Flexitime MonoPhase* führte zum gewünschten Ziel. Auch liess sich *Flexitime Heavy* sehr gut mit der Repositions-Technik anwenden. Eine Verwendung von *Impregum Penta* als Repositions-Technik ist angesichts der 3D-Verschiebung der Implantatposition von durchschnittlich 248 µm nicht ratsam. Die Wahl der Implantatabformungstechnik scheint also größere Auswirkung auf die Genauigkeit des Abformergebnisses zu haben als die Wahl des Abformmaterials.

Zu gegensätzlicher Ansicht kamen *Lorenzoni und Mitarbeiter* [28] in ihrer Studie und sahen bei Betrachtung der Rotation und 3D-Verschiebung keine signifikanten Unterschiede zwischen A-Silikon und Polyethergummi. Zusätzlich schlossen sie im Vorfeld auf Grund früherer Ergebnisse die Anwendung der PickUp-Technik aus. Ihre Ausführungen sind den Ergebnissen der vorliegenden Arbeit zu folge als konträr anzusehen. Auch *Inturregui und Mitarbeiter* [20] waren der Meinung mit *Impregum* allein noch zu einer dem Urmodell entsprechendsten Duplikation kommen zu können, wobei zu vermerken ist, dass kein A-Silikon Bestandteil ihrer Untersuchung war. Ebenso machten *Vigolo und Mitarbeiter* [46] und *Hsu und Mitarbeiter* [19] ihre Untersuchungen allein mit *Impregum*. *Spector und Mitarbeiter* [43], verglichen zwar die Abformmaterialien Polysulfid, A-Silikon und K-Silikon, konnten aber keine Unterschiede zwischen den Materialien ausmachen. Auch *Peroz und Börsch* [36] konnten keine signifikanten Unterschiede zwischen verschiedenen A-Silikonen und Polyether ausmachen. A-Silikone hatten tendenziell geringere Dimensionsänderungen als Polyether, aber eine größere Varianz in den Werten. Ein besonderes Augenmerk auf Abformmaterialien legten *Wee und Mitarbeiter* [47] bei ihren Untersuchungen.

Zur Abformung eines Urmodelles mittels der PickUp-Technik wurden „high consistency“ A-Silikon, „medium consistency“ Polyether und „medium consistency“ Polysulfid (*Permlastic*, Kerr) verwendet. Diese Materialien verfügten nach einer Testung im Vorfeld laut der Autoren über die notwendige Starrheit einer möglichen Rotation entgegen zu wirken und zeichneten sich durch sehr verbreiteten klinischen Gebrauch aus. Hinsichtlich der Dimensionstreu und der Abformungsgenauigkeit wurden A-Silikon und Polyether analog eingestuft.

6.5 Klinische Bewertung

In Anbetracht der Vielzahl der Schritte, die bis zur Herstellung einer Suprakonstruktion notwendig sind, scheinen Abweichungen unvermeidbar zu sein. Je nach Patientensituation sind verschiedene Anforderungen an die Implantatübertragung zu stellen. Bei Vorhandensein mehrerer Implantate in einem Kiefer mit größeren Spannen zwischen den einzelnen Implantaten ist es eher indiziert, diejenige Technik mit dem zugehörigen Material zu wählen, welche die Zwischendistanz am wenigsten linear verändert. Eine mögliche Rotation würde sich demzufolge nicht so nachteilig auswirken wie die Beeinflussung der Neigung bzw. Position des Implantates. Der möglichen Rotation ließe sich z.B. bei einer implantatgetragenen Brücke durch Zementierung einzelner Brückenpfeiler begegnen. Anders stellt sich die Situation bei einer implantatgetragenen Einzelkrone dar. Eine mögliche Rotation würde die vom Zahntechniker erstellten approximalen und okklusalen Beziehungen am Patienten nicht widerspiegeln, durch statische und dynamische Okklusionskontakte die Gefahr einer Schraubenlockerung entstehen lassen und somit die Einsetzbarkeit in Frage stellen [44]. So ist für ein einzelnes Implantat in einer zahnbegrenzten Lücke die Anwendung der Repositions-Technik zubevorzuziehen.

Lorenzoni und Mitarbeiter [28] gaben wie auch *Spector und Mitarbeiter* [43] zu bedenken, dass die reale 3D-Verschiebung der Implantate nur 10 % der auf dem Höhenniveau der Übertragungsaufbauten gemessenen Werte betragen würde.

Metrische Angaben, inwieweit bestimmte Abweichungen klinisch als tolerabel anzusehen sind, werden seitens der Literatur nicht genau belegt. *Lehmann und Lindemann* [26] geben die physiologische Zahnbeweglichkeit mit 0,010 bis 0,015 mm an. *Peroz und Börsch* [36] gingen für die Bewegung eines osseointegrierten Implantates von geringerer Beweglichkeit als der physiologischen Zahnbeweglichkeit aus. *Assif und Mitarbeiter* [2] berichteten eine Fehlerbandbreite von 15 bis 30 μm für das Wahrnehmungsniveau des Patienten für eine implantatgetragene Suprakonstruktion und forderten gleichzeitig eine tolerable Gesamtdiskrepanz von 10 μm an jedem Pfeiler. *Burawi und Mitarbeiter* [11] setzten die Grenze der tolerierbaren Verschiebung kleiner als 50 μm an. *Beniashvili und Mitarbeiter* [5] sahen in einer klinischen Arbeit das Auftreten eines Knochenverlustes in der Belastungsphase jedoch als ein eher seltenes Ereignis an. Nach *Richter und Mitarbeitern* [38] ist es ungeklärt, ob für Implantate ähnliche Bedingungen gelten als für Zähne. Da Implantate anfänglich nur geringe Taschentiefen aufwiesen, wurde von ihnen die Bedeutung der Belastung besonders hervorgehoben. Demzufolge können klinisch zu tolerierende Abweichungen nur sehr gering sein, so dass sicherlich die Ergebnisse dieser Studie für die PickUp-Technik mit Flexitime Heavy Tray diesen Forderungen am nächsten kommen.

6.6 Schlussfolgerungen

- Bei Anwendung der PickUp-Technik sind hinsichtlich der Übertragung der Neigung der Implantatachse und 3D-Implantatposition genauere Modelle zu erzielen.
- Zur Abformung mehrerer Implantate ist die Anwendung der PickUp-Technik auf Grund der besseren Wiedergabe der Implantatneigung und -position zu bevorzugen.
- Durch Anwendung der Repositions-Technik sind bezogen auf eine mögliche Rotation genauere Modelle zu erzielen.
- Zur Abformung eines Einzelimplantates mit Innensechskant in einer zahnbegrenzten Lücke ist die Anwendung der Repositions-Technik zu bevorzugen. Als A-Silikon ist ein putty Material (Heavy body) zu empfehlen.
- Die Wahl der Implantatabformungstechnik hat größere Auswirkung auf die Genauigkeit des Abformergebnisses als die Wahl des Abformmaterials.
- Für die Implantatabformung bieten neuere Abformmaterialien auf Basis der additionsvernetzenden Silikone (Polyvinylsiloxane) eine gute Alternative zu den Polyethermaterialien.
- Die Anwendung von *Impregum* als Repositions-Technik ist hinsichtlich der zu erwartenden unpräzisen Wiedergabe der Implantatposition nicht ratsam.

7. Zusammenfassung

Ziel dieser Untersuchung war die Bewertung der Qualität der Implantatabformungstechniken PickUp und Reposition unter Anwendung vier verschiedener Abformmaterialien. Hierzu wurde eigens ein auf eine Metallplatte montiertes Oberkiefermodell mit vier Modellimplantaten in den Positionen 16, 13, 25 und 27 als Urmodell erstellt und pro Serie zehnmal abgeformt. Anwendung fanden die Materialien *Flexitime Heavy Tray*, *Flexitime MonoPhase* und *Panasil putty soft* als A-Silikone und *Impregum Penta* als Polyethermaterial. Mit Hilfe modifizierter Übertragungsaufbauten wurden die 3D-Koordinaten jeder Implantatposition der resultierenden Modelle mittels eines Messmikroskopes bei 400facher Vergrößerung ermittelt und als Berechnungsgrundlage für die gefragte Neigungsänderung, die Rotation und 3D-Verschiebung des einzelnen Implantates verwendet. Die erhaltenen Werte wurden dann mit denen des Urmodelles verglichen und mit dem PC-Programm SPSS 9.0 für Windows als Boxplot-Graphiken dargestellt und auf Signifikanz geprüft [12].

Hinsichtlich der Übertragung der Neigung der Implantatachse und 3D-Implantatposition waren bei Anwendung der PickUp-Technik genauere Modelle zu erzielen, was als Indikationsfeld die Abformung mehrerer Implantate beinhaltet. Zur Vermeidung einer möglichen Rotation der Modellimplantate war der Repositions-Technik der Vorzug zu geben. Allgemein hatte die Wahl der Implantatabformungstechnik größere Auswirkung auf die Genauigkeit des Abformergebnisses als die Wahl des Abformmaterials. Besonders neuere Abformmaterialien auf Basis der additionsvernetzenden Silikone waren bezüglich ihrer Ergebnisse sehr positiv zu bewerten.

Literaturverzeichnis

- 01 **Abformung und Abdruck**
ZWR 93, 364-368 (1984)
- 02 **Assif D., Fenton A., Zarb G. B. Ch., Schmitt A.**
Ein Vergleich verschiedener Abformverfahren bei Implantaten
Int J Parodont & Rest Zahnheilkunde 12, 107-116 (1992)
- 03 **Assif D., Marshak B., Nissan J.**
A modified impression technique for implant supported restoration
J Prosthet Dent 71, 589-591 (1994)
- 04 **Assif D., Nissan J., Varsano I., Singer A.**
Accuracy of Implant Impression Splinted Techniques: Effect of Splinting Material
Int J Oral Maxillofac Implants 14, 885-888 (1999)
- 05 **Beniashvili R., Heymann C., Parsanejad H. R., Nentwig G.-H.**
Zahn-implantat- und rein implantatgetragene Rekonstruktionen
Z Zahnärztl Implantol 15, 87-90 (1999)
- 06 **Biffar R., Bittner B.**
Der Einfluß verschiedener Löffelformen auf das Abformergebnis
Dtsch Zahnärztl Z 44, 624-627 (1989)
- 07 **Biffar R., Pfaller I.**
Dimensionsgetreue Wiedergabe eines Restzahnbestandes in Abhängigkeit vom
verwendeten Abformmaterial
Quintessenz 40, 1047-1055 (1990)
- 08 **Bomberg T. J., Hatch R. A., Hoffmann W.**
Impression material thickness in stock and custom trays
J Prosth Dent 54, 170-172 (1985)
- 09 **Brånemark P., Zarb G. A., Albrektsson T.**
Tissue-integrated prosthesis: osseointegration in clinical dentistry
Quintessence Publ. Co., Chicago (1985)
- 10 **Bücking W., Suckert R.**
Implantatprothetik
Neuer Merkur, München, 1.Aufl. (1995)
- 11 **Burawi G., Houston F., Byrne D., Claffey N.**
A comparison of the dimensional accuracy of splinted and unsplinted impression
techniques for the Bone-Lock implant system
J Prosthet Dent 77, 68-75 (1997)
- 12 **Diehl J.M., Staufenbiel T.H.**
Statistik mit SPSS für Windows
Verlag Dietmar Klotz, Eschborn, 1.Aufl. (1997)

- 13 Dumfahrt H., Schäffer H.**
Zum Dimensionsverhalten bei verschiedenen Abformverfahren
mit gummielastischen Massen in der Inlay-, Kronen- und Brückentechnik.
Z Stomatol 84, 231-239 (1987)
- 14 Franz G.**
Hartgipsverarbeitung zur Erzielung präziser Modelle
Dent Labor 29, 65-70 (1981)
- 15 Gebrauchsinformation FRIALIT-2 Implantatsystem**
FRIADENT GmbH Mannheim
- 16 Gomez G. R., Schulte W., d'Hoedt B., Axman-Krcmar D.**
The Frialit-2 Implant System: Five- Year Clinical Experience in
Single- Tooth and Immediately Postextraction Applications
Int J Oral Maxillofac Implants 12, 299-309 (1997)
- 17 Herbst D., Nel J. C., DipDent H., Driessen C. H., Becker P. J.**
Evaluation of impression accuracy for osseointegrated implant supported
superstructures
J Prosthet Dent 83, 555-561 (2000)
- 18 Höing M. L.**
Vergleichende Untersuchung manuell und maschinell angerührter und dosierter
dentaler Abformmassen in Hinblick auf ihre Abformgenauigkeit
Med Diss., Münster (1997)
- 19 Hsu C. C., Millstein P. L., Stein R. S.**
A comparative analysis of the accuracy of implant transfer techniques
J Prosthet Dent 69, 588-593 (1993)
- 20 Inturregui J. A., Aquilino S. A., Ryther J. S., Lund P. S.**
Evaluation of three impression techniques for osseointegrated implants
J Prosthet Dent 69, 503-509 (1993)
- 21 Ivahnhoe J. R., Adrian E. D., Krantz W. A., Edge M. J.**
An impression technique for osseointegrated implants
J Prosthet Dent 66, 410-411 (1991)
- 22 Koerner G.**
Einführende Bemerkungen über die Besonderheiten der Silikon – Chemie
In: Silikon – Chemie und Technologien
Vulkan, Essen 1.Aufl. (1989)
- 23 Körber K., Ludwig K.**
Zahnärztliche Werkstoffkunde und Technologie
Georg Thieme Verlag, Stuttgart, 2.Aufl. (1993)
- 24 Lehmann K. M.**
Abformung und Modell für festsitzenden Zahnersatz
In: Voß R., Meiners H. (Hrsg.)
Fortschritte der zahnärztlichen Prothetik und Werkstoffkunde, Band 3
Hanser Verlag, München 1.Aufl. (1987)

- 25 **Lehmann K.M., Burgdorf H.O.**
Untersuchungen zu einzeitigen Abformverfahren für Kronen und Brücken
(Doppelmischabdruck).
Zahnärztl Welt 87, 434-435 (1978)
- 26 **Lehmann K. M., Lindemann J.**
Die Wiedergabe des Pfeilerabstandes bei einer Abformung für festsitzenden
Zahnersatz
Dtsch Zahnärztl Z 34, 691-693 (1979)
- 27 **Lehner C. R., Schärer P.**
Abformmaterialien in der Kronen-Brücken-Prothetik
Schweiz Monatsschr Zahnmed 101: 629-635 (1991)
- 28 **Lorenzoni M., Pertl C., Penkner K., Polansky R., Sedaj B., Wegscheider W.A.**
Comparison of the transfer precision of three different impression materials in
combination with transfer caps for the Frialit®-2 system
J Oral Rehab 27, 629-638 (2000)
- 29 **Marxkors R.**
Abformfehler und deren Vermeidung
Zahnärztl Welt 94, 466-473 (1985)
- 30 **Marxkors R.**
Lehrbuch der zahnärztlichen Prothetik
Hanser Verlag, München, 2.Aufl. (1993)
- 31 **Marxkors R., Meiners H.**
Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde
Hanser Verlag, München, 4.Aufl. (1993)
- 32 **Marxkors R., Meiners H., Mende Th.**
Einfluß von Temperatur und Dosierung auf die Vernetzungsgeschwindigkeit
elastomerer Abformmaterialien
Dtsch Zahnärztl Z 29, 810-814 (1974)
- 33 **Meiners H.**
Reaktionswärme elastomerer Abformmaterialien
Dtsch. Zahnärztl Z 30, 680-681 (1975)
- 34 **Meiners H.**
Eigenschaft und Genauigkeit von elastomeren Abformmaterialien (Polysulfide,
Silikone, Polyäther)
Zahnärztl Welt 87, 426-430 (1978)
- 35 **Meiners H.**
Vergleich der verschiedenen Elastomertypen – Polyadditionssilikone
ZWR 87, 590-591 (1978)
- 36 **Peroz I., Börsch Ch.**
Dimensionsgenauigkeit von monophasigen Abformmassen zur
Fixationsabformung
Dtsch Zahnärztl Z 53, 740-44 (1998)

- 37 Pfannenstiel H.**
Das Abformproblem aus der Sicht des zahnärztlichen Laboratoriums
Dtsch Zahnärztl Z 43, 579–583 (1988)
- 38 Richter E.J., Meier M., Spiekermann H.**
Implantatbelastung in vivo
Untersuchungen an implantatgeführten Coverdenture-Prothesen
Z Zahnärztl Implantol 8, 36-45 (1992)
- 39 Schulte W., d'Hoedt B., Axmann D., Gomez G.**
15 Jahre Tübinger Implantat und seine Weiterentwicklung zum
Frialit-2 System.
Z Zahnärztl Implantol 8, 77-96 (1992)
- 40 Schwenzer N., Ehrenfeld M.**
Zahnärztliche Chirurgie Band 3
Georg Thieme Verlag, Stuttgart, 3.Aufl. (2000)
- 41 Schwickerath H.**
Konfektionierte und individuelle Löffel
Zahnärztl Mitt 70, 466-470 (1980)
- 42 Schwickerath H.**
Stabilität der Abformlöffel
Zahnärztl Welt 87, 596-598 (1978)
- 43 Spector M. R., Donovan T: E., Nicholls J. I.**
An evaluation of impression techniques for osseointegrated implants
J Prosthet Dent 63, 444-447 (1990)
- 44 Strub J. R., Türp J. C., Witkowski S., Hürzeler M. B., Kern M.**
Curriculum Prothetik, Band III,
Quintessenz, Berlin, 1070-1140 (1994)
- 45 Tetsch P.**
Enossale Implantationen in der Zahnheilkunde
Hanser Verlag, München, 2.Aufl. (1991)
- 46 Vigolo P., Majzoub Z., Cordioli G.**
In vitro comparison of master cast accuracy for single-tooth implant replacement
J Prosthet Dent 83, 562-566 (2000)
- 47 Wee A. G.**
Comparison of impression materials for direct multi-implant impressions
J Prosthet Dent 83, 323-331 (2000)
- 48 Wichmann M., Borchers L.**
Bestimmung der Abformgenauigkeit verschiedener Elastomere mit Hilfe einer
3D-Koordinatenmessmaschine (Teil 2)
Dtsch Zahnärztl Z 47, 88-91 (1992)
- 49 Wichmann M.**
Vermeidbare Toleranzen bei Bränemark-Normteilen
Z Zahnärztl Implantol 8, 127-129 (1992)

- 50 Willer J., Noack N., Hoffmann J., Engelhardt H: J.**
Langzeitergebnisse nach Insertion von 1250 IMZ-Implantaten bei verschiedenen Indikationsgebieten
Z Zahnärztl Implantol 15, 105-110 (1999)
- 51 Wirz J.**
Klinische Material- und Werkstoffkunde
Quintessenz Verlag, Berlin, 1.Aufl. (1993)
- 52 Wirz J., Schmidly F.**
Elastische Rückstellung bei Abformstoffen
Quintessenz 8, 1383-1390 (1987)
- 53 Wirz J., Schmidly F.**
Moderne Elastomere – Wichtige physikalische Eigenschaften
Teil I und II
Quintessenz 40, 959-67 & 1151-1156 (1989)
- 54 Wöstmann, B.**
Zum derzeitigen Stand der Abformung in der Zahnheilkunde
Habilitationsschrift, Münster (1992)

Anhang

1 Veränderungen des Implantates 16

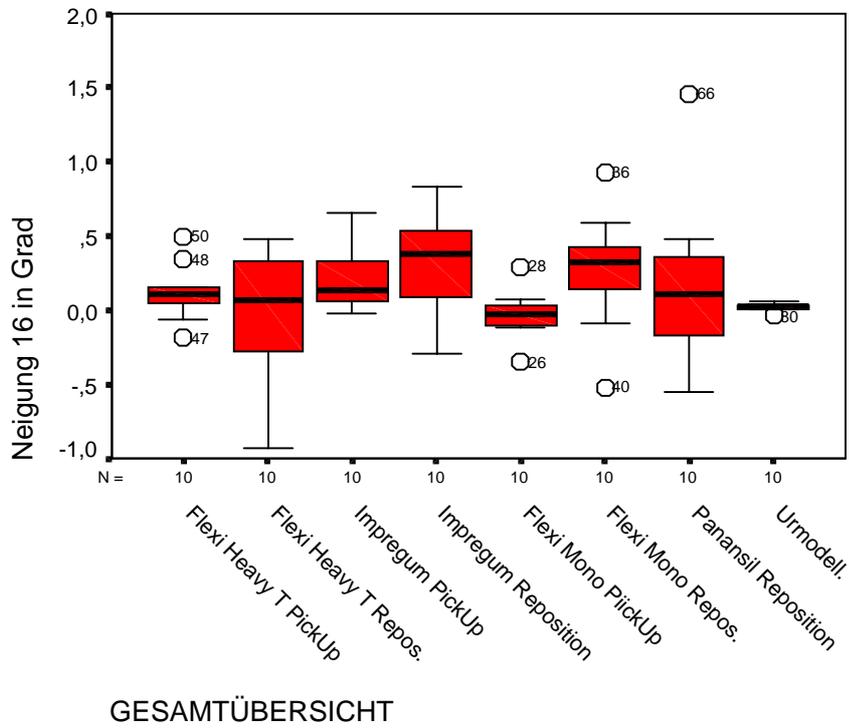


Abb.1.1 Neigungsänderung des Implantates 16 zum Urmmodell

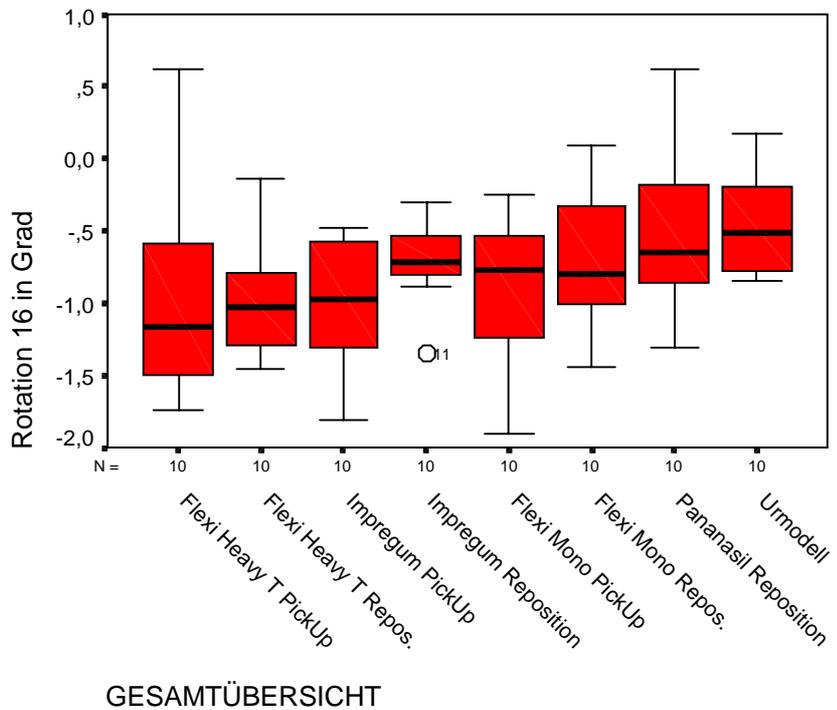


Abb.1.2 Rotationsänderung des Implantates 16 zum Urmmodell

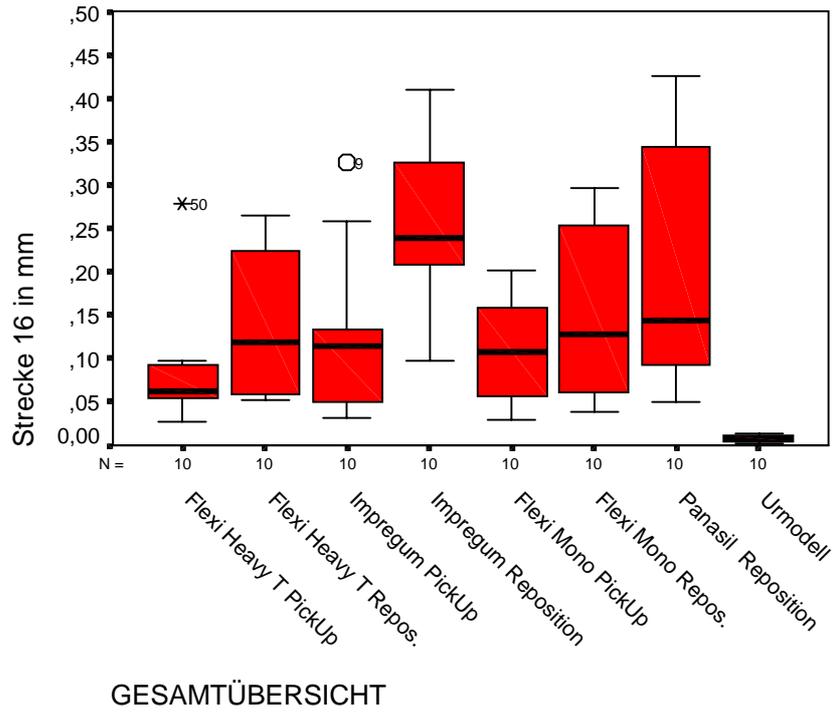


Abb.1.3 Strecke der Verschiebung des Implantates 16 zum Urmodell

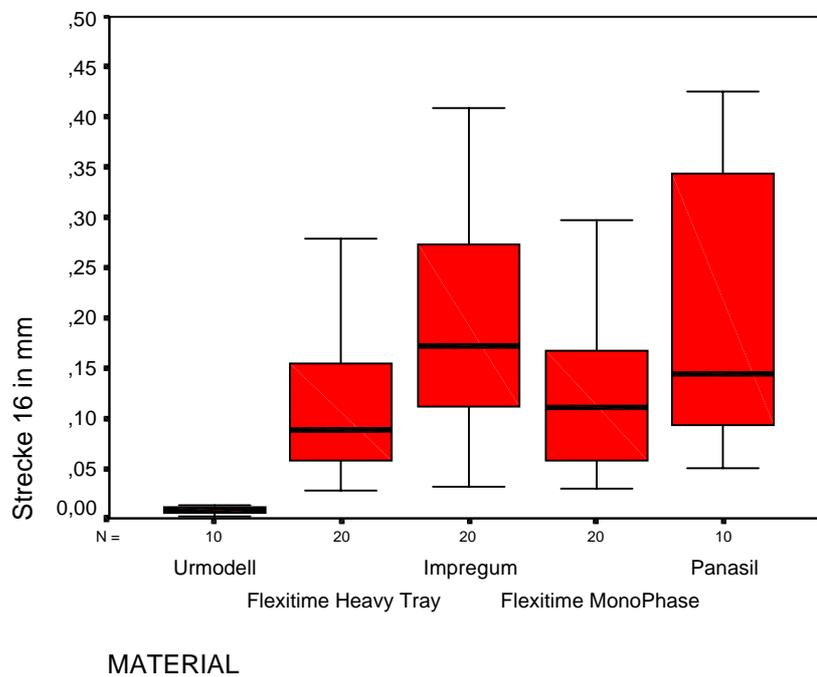


Abb.1.4 Strecke der Verschiebung des Implantates 16 zum Urmodell

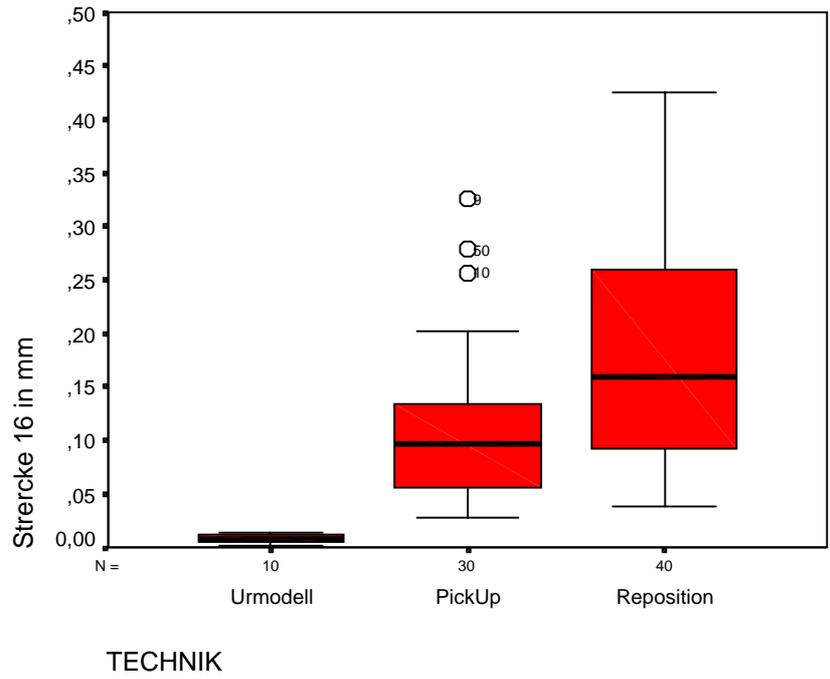


Abb.1.5 Strecke der Verschiebung des Implantates 16 zum Urmodell

2 Veränderungen des Implantates 13

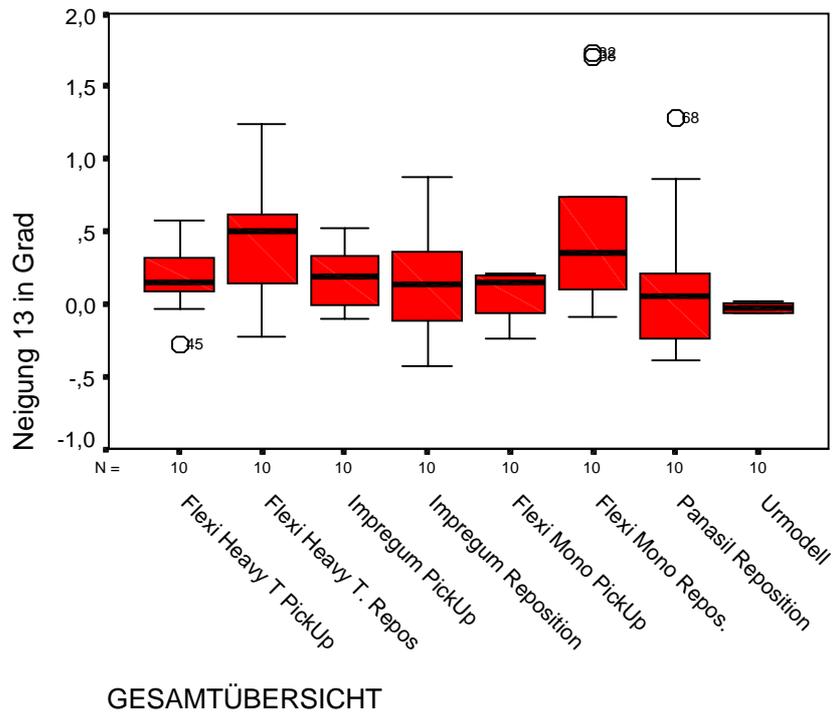


Abb.2.1 Neigungsänderung des Implantates 13 zum Urmodell

63

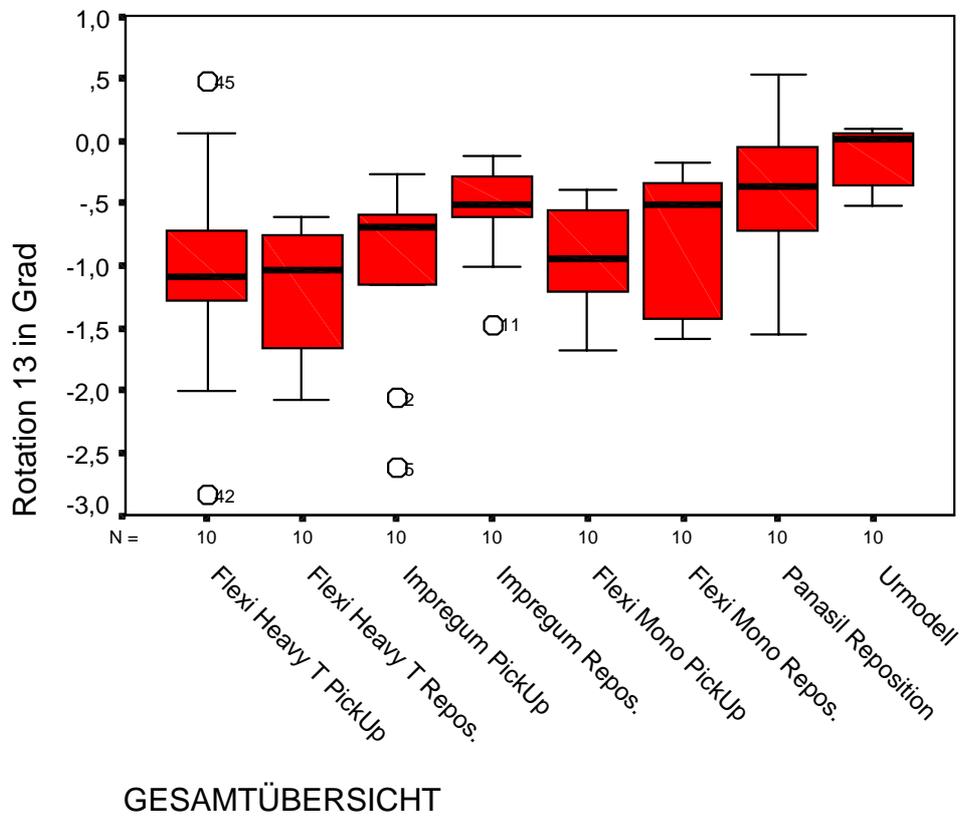


Abb.2.2 Rotationsänderung des Implantates 13 zum Urmodell

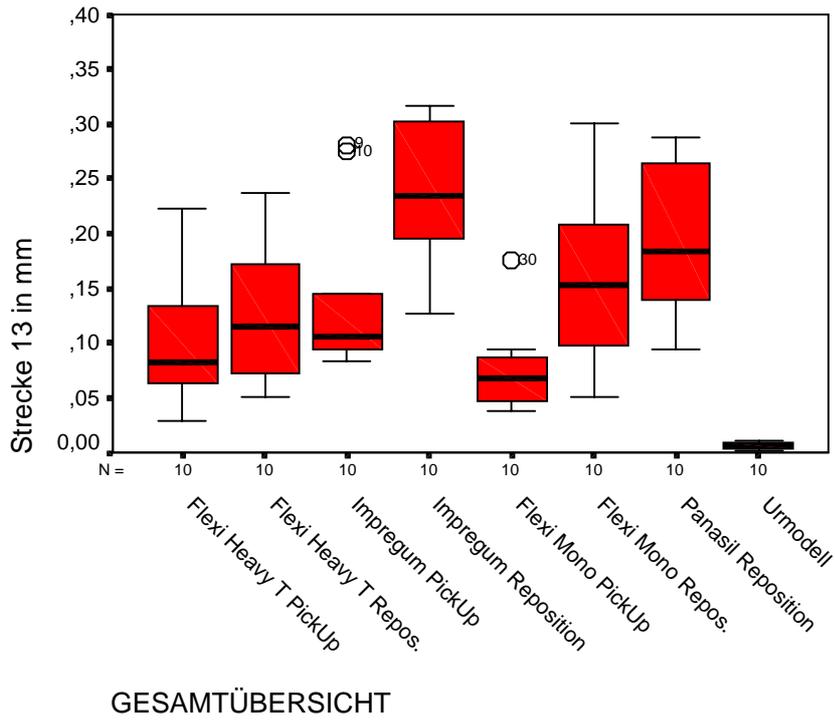


Abb.2.3 Strecke der Verschiebung des Implantates 13 zum Urmodell

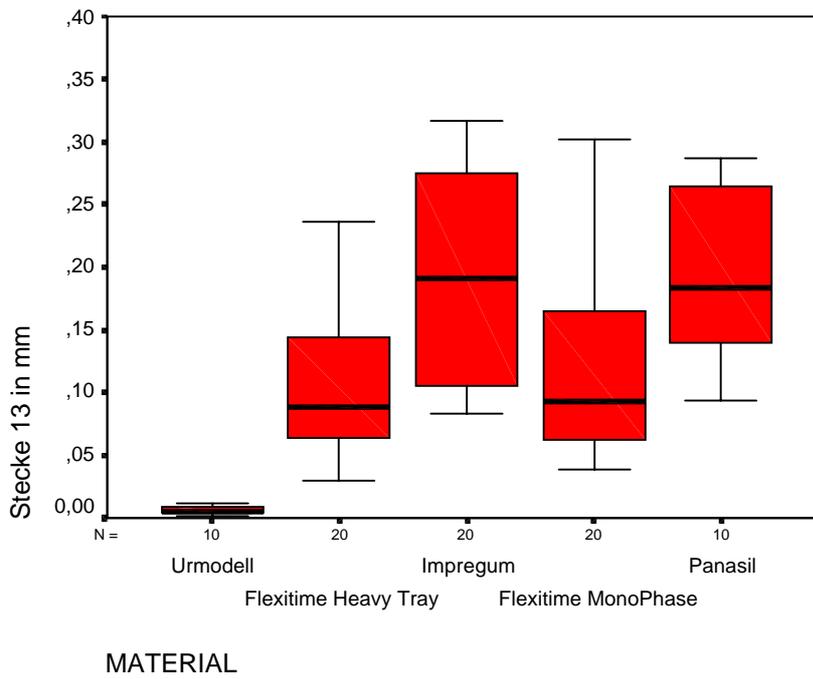


Abb.2.4 Strecke der Verschiebung des Implantates 13 zum Urmodell

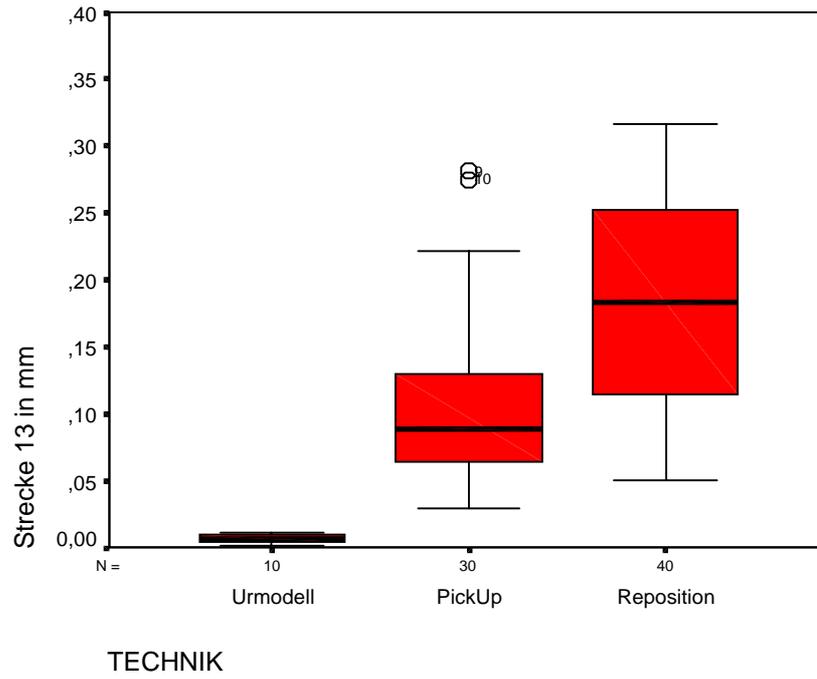


Abb.2.5 Strecke der Verschiebung des Implantates 13 zum Urmodell

3 Veränderungen des Implantates 25

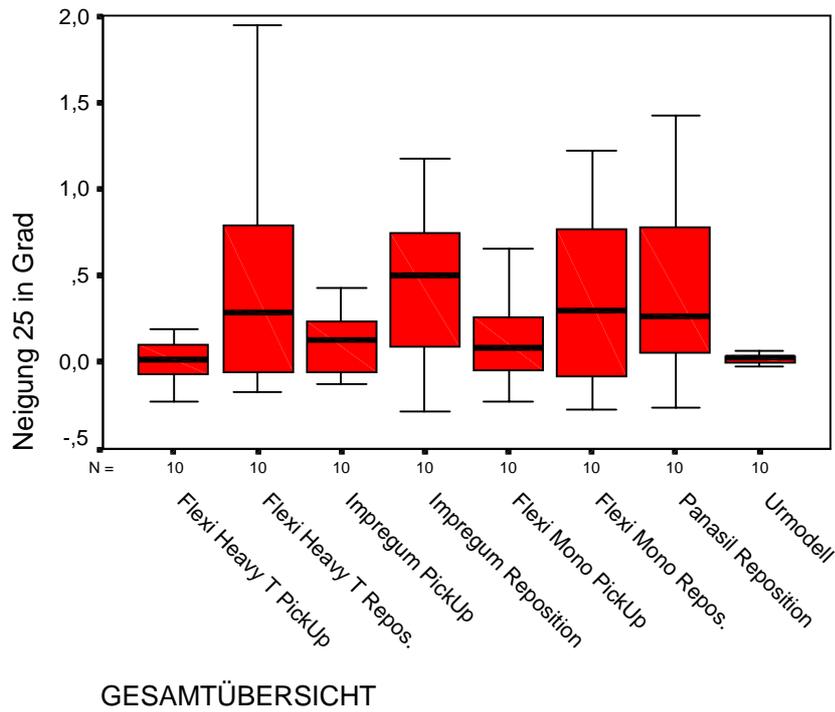


Abb.3.1 Neigungsänderung des Implantates 25 zum Urmodell

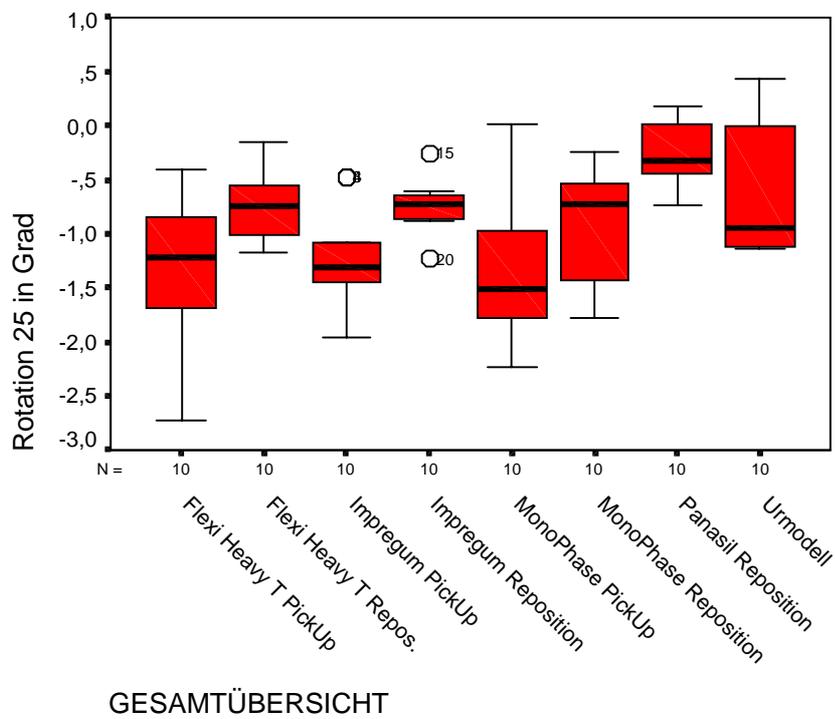


Abb.3.2 Rotationsänderung des Implantates 25 zum Urmodell

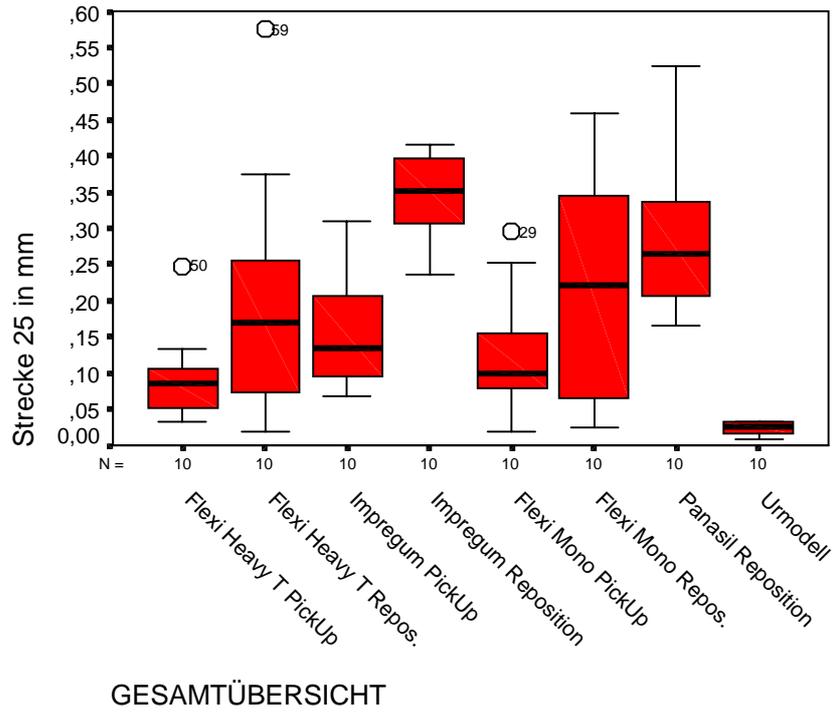


Abb.3.3 Strecke der Verschiebung des Implantates 25 zum Urmodell

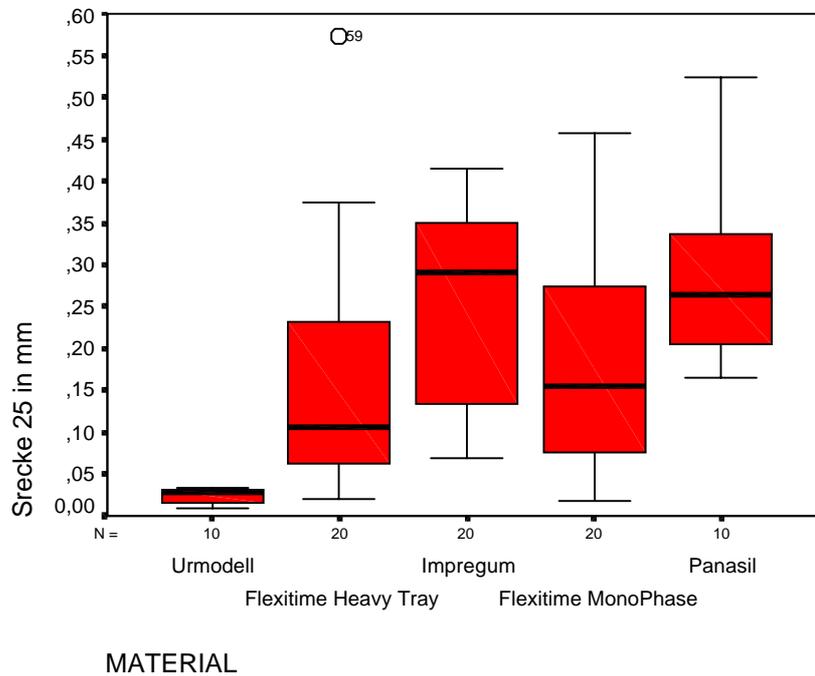


Abb.3.4 Strecke der Verschiebung des Implantates 25 zum Urmodell

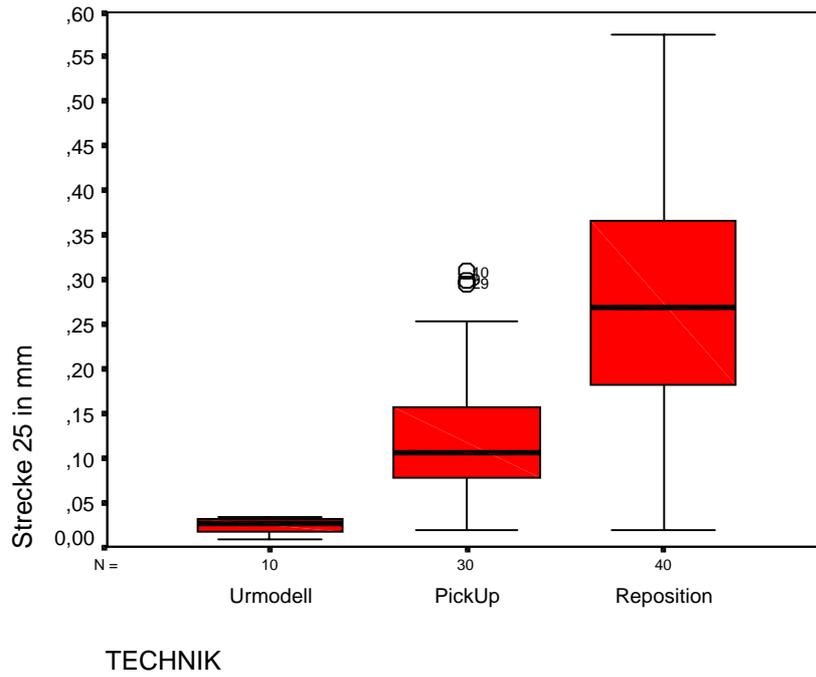


Abb.3.5 Strecke der Verschiebung des Implantates 25 zum Urmodell

4 Veränderungen des Implantates 27

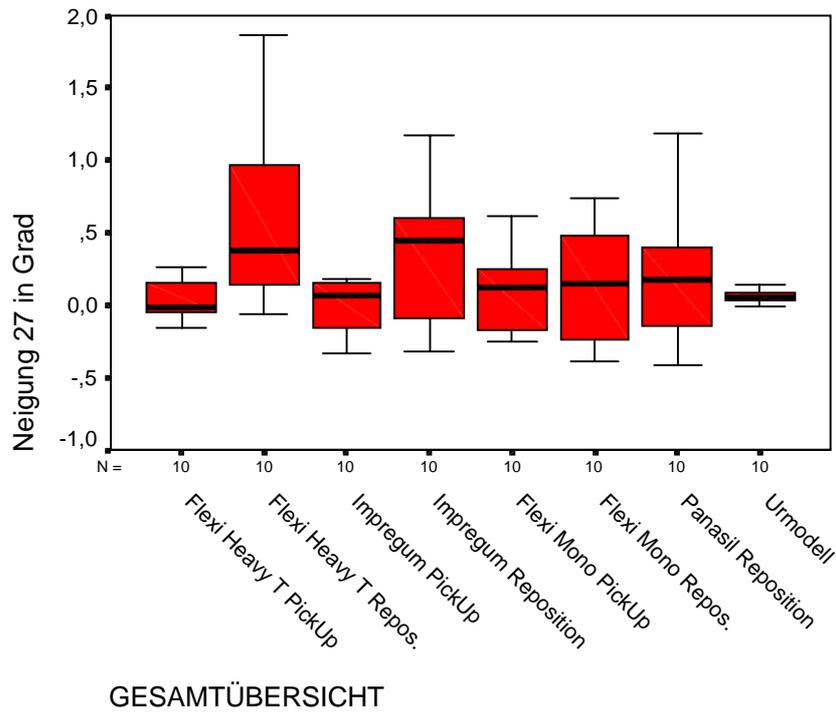


Abb.4.1 Neigungsänderung des Implantates 27 zum Urmodell

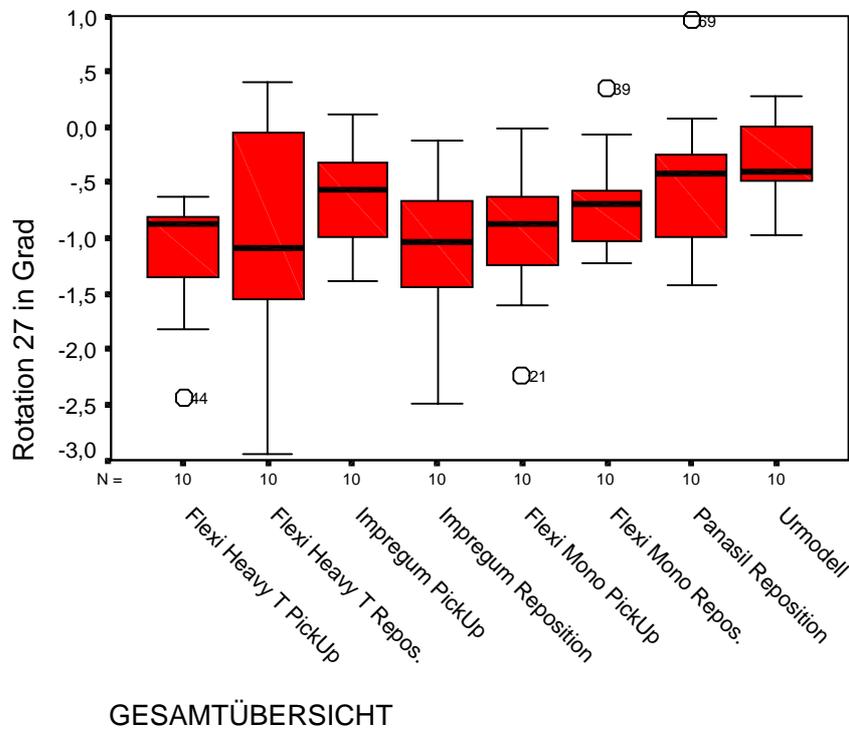


Abb.4.2 Rotationsänderung des Implantates 27 zum Urmodell

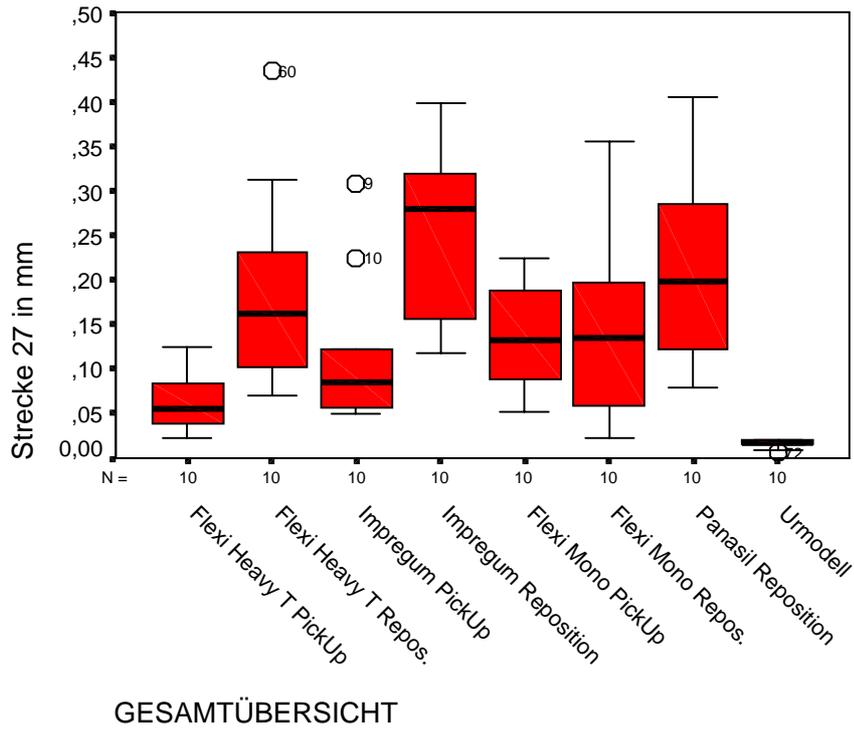


Abb.4.3 Strecke der Verschiebung des Implantates 27 zum Urmodell

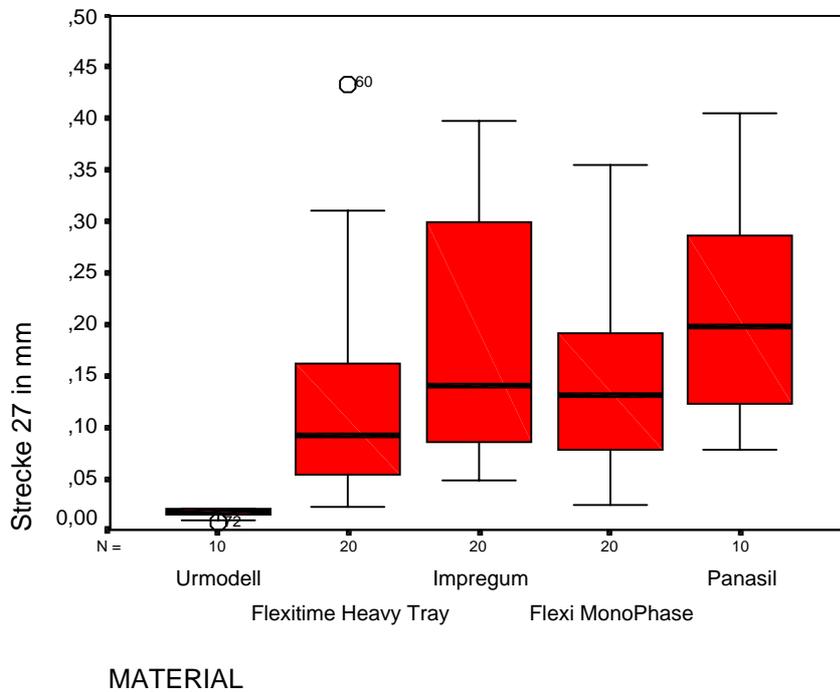
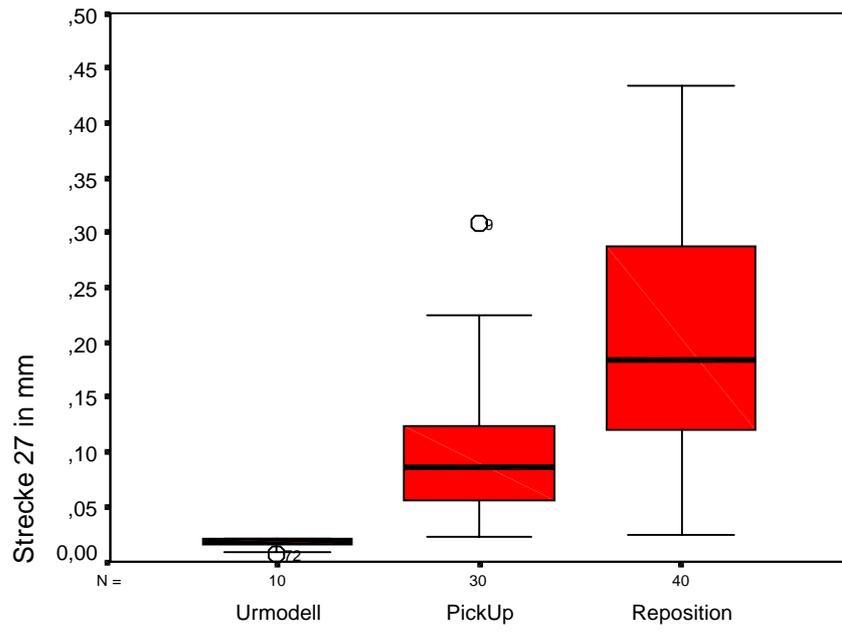


Abb.4.4 Strecke der Verschiebung des Implantates 27 zum Urmodell



TECHNIK

Danksagung

Mein ganz besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr. Bernd Wöstmann für das Überlassen des Themas sowie für die Betreuung bei der Durchführung der Arbeit.

Bei Herrn Prof. Dr. Klaus Metsch aus dem Institut für Mathematik möchte ich mich sehr herzlich für die überaus freundliche Unterstützung und sein Engagement für meine Arbeit bedanken. Viele mathematische Probleme dieser Arbeit wären ohne seine Hilfe nicht lösbar gewesen, so dass am Gelingen vorliegender Arbeit ihm ein entscheidender Beitrag zuzusprechen ist.

Für das Bereitstellen der erforderlichen Geräte und Räumlichkeiten in der Abteilung Zahnärztliche Prothetik sei Herrn Prof. Dr. Paul Ferger gedankt.

Ein spezieller Dank auch an meinen Freund Jens Deitermann für die immer gute Zusammenarbeit. Und zum Schluß noch ein herzliches Dankeschön an meine lieben Eltern, die mich immer großzügig unterstützt haben.